



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIERÍA  
INDUSTRIAL VALENCIA

**TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES,  
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS, EN EL INSERTO  
DE POLIETILENO EN UN MODELO SIMPLIFICADO DE  
PRÓTESIS DE RODILLA**

AUTOR: CARLOS CUCALÓN MARTÍNEZ

TUTORA: MARÍA JOSÉ RUPÉREZ MORENO

**Curso Académico: 2019-20**





## **AGRADECIMIENTOS**

*A María José, mi profesora y tutora de este último y ajetreado cuatrimestre, por ayudarme desde el principio. Cuando el COVID-19 me hacía regresar en marzo desde Buenos Aires, me apoyaste en cada paso y me animaste siempre.*

*A Silvia, Néstor, Alberto, Paula y Pablo.*



## RESUMEN

El propósito del presente trabajo es obtener la relación entre el grosor del inserto de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y la distribución de tensiones que se dan en el mismo. Esto puede ayudar a la elección correcta del grosor del inserto de polietileno, a la hora de realizar un implante, y reducir el número de fracasos que se dan en las prótesis de rodilla. Para ello hemos trabajado con un programa de elementos finitos (ANSYS) donde hemos hecho uso de tres modelos simplificados de prótesis de rodilla. Los grosores del inserto de polietileno utilizados para el estudio han sido 4, 6, 8, 10, 12 y 14mm. Cabe recordar que por la normativa (ISO), que el espesor mínimo permitido para un inserto de polietileno en prótesis de rodilla es de 6mm.

Para el estudio de la distribución de tensiones se han analizado tensiones en los ejes X, Y y Z, tensión de von Mises, tensiones principales S1, S2, S3 y tensiones tangenciales SXY, SXZ e SYZ. Se ha obtenido que, de forma general, la tensión de von Mises aumentan al disminuir el espesor por debajo de 6mm, al igual que lo hacen las tensiones tangenciales, por lo que hemos confirmado con un estudio numérico la razón del espesor recomendado.

Un siguiente paso en la línea de este trabajo, y que completaría el estudio de la respuesta del inserto de polietileno en prótesis de rodilla, sería llevar a cabo un ejercicio similar modelando una geometría real de una prótesis de rodilla, variando el espesor del inserto de polietileno. Del estudio realizado, se concluye, por las propiedades del UHMWPE, que un espesor inferior al de la norma es capaz de soportar las tensiones generadas no produciendo fallo por fluencia, aunque sí por desgaste. De todos modos, se debería determinar su comportamiento a largo plazo mediante estudios tribológicos y estudios de fatiga, para determinar, con mayor precisión, el espesor óptimo del inserto.

**Palabras clave:** prótesis, rodilla, UHMWPE, implante, ensayo, método de los elementos finitos, MEF, Von Mises, fallo.



## RESUM

El propòsit del treball que es presenta a continuació és obtindre la relació entre el grossor de l'insert de polietilè d'ultra alt pes molecular (UHMWPE) i la distribució de tensions que es donen en el mateix. Açò pot ajudar a l'elecció correcta del grossor de l'insert de polietilè, a l'hora de realitzar un implant i reduir el nombre de fracassos de les pròtesis de genoll. Per a aconseguir-ho, hem treballat amb un programa d'elements finits (ANSYS), utilitzant tres models simplificats de pròtesi de genoll. Els grossors de l'insert de polietilè utilitzats per a l'estudi han sigut 4, 6, 8, 10, 12 i 14 mm. Cal recordar que per la normativa (ISO), el grossor mínim permès per a un insert de polietilè en una pròtesi de genoll és de 6 mm.

Per a l'estudi de la distribució de tensions s'han analitzat les tensions en els eixos X, Y i Z, la tensió de von Mises, les tensions principals S1, S2, S3 i les tensions tangencials SXY, SXZ e SYZ. Observem que, de manera general, la tensió de von Mises augmenta quan disminueix el grossor per davall de 6 mm, així com les tensions tangencials, per la qual cosa hem confirmat amb un estudi numèric el motiu del grossor recomanat.

El següent pas en aquest treball que complementa l'estudi de la resposta de l'insert de polietilè en pròtesi de genoll seria dur a terme un exercici semblant modelant una geometria real d'una pròtesi de genoll, variant el grossor de l'insert de polietilè. De l'estudi realitzat, es conclou, per les propietats de l'UHMWPE, que un grossor inferior al de la norma és capaç de suportar les tensions generades sense produir una fallida per fluència, encara que sí per desgast. De totes maneres, s'hauria de determinar el seu comportament al llarg del termini per mitjà d'estudis tribològics i estudis de fatiga, per a determinar, amb més precisió, el grossor òptim de l'insert.

**Paraules clau:** *pròtesi, genoll, diseny, UHMWPE, implant, mètode dels elements finits, MEF, Von Mises, fracàs.*





## ABSTRACT

The purpose of the present paper is to determine the relationship between the thickness of the ultra-high molecular weight polyethylene insert (UHMWPE) and the stress distribution within it. This can lead to the correct choice of the thickness of the polyethylene insert when performing an implant and reduce the number of errors that occur in knee prostheses. For this purpose we have worked with a finite element program (ANSYS) where we have used three simplified models of knee prosthesis. The thicknesses of the polyethylene insert used for this study were 4, 6, 8, 10, 12 and 14 mm. According to the ISO regulations, the minimum thickness allowed for a polyethylene insert in knee prostheses is 6mm.

In order to study the stress distribution, stresses in the X, Y and Z axes, von Mises stresses, main stresses S1, S2, S3 and tangential stresses SXY, SXZ and SYZ have been analysed. The results show that, in general, the von Mises stresses increase when the thickness decreases below 6 mm, as do the tangential stresses. Therefore, we have confirmed the reason for the recommended thickness with a numerical study.

A next step in the line of this work, and which would complete the study of the response of the polyethylene insert in knee prostheses, would be to carry out a similar exercise by modeling a real geometry of a knee prosthesis, varying the thickness of the polyethylene insert. From the study carried out, it is concluded, due to the properties of UHMWPE, that a thickness lower than the standard is capable of withstanding the stresses generated without producing failure caused by yield, although it does produce wear. In any case, its long-term behavior should be determined by means of tribological studies and fatigue studies, in order to determine, with greater precision, the optimum thickness of the insert.

**Keywords:** *prosthesis, knee, UHMWPE, implant test, finite element method, FEM, Von Mises, failure.*



# ÍNDICE GENERAL DEL PROYECTO

## DOCUMENTO MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....	16
1.1 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO .....	16
1.2. OBJETIVOS .....	17
1.3. ESTADO DEL ARTE .....	18
1.3.1. ANATOMÍA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA .....	18
1.3.2. BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA.....	20
1.3.3. PATOLOGÍAS DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA .....	21
1.3.4. TIPOS DE PRÓTESIS.....	23
1.3.5. BIOMATERIALES .....	27
CAPITULO 2: MATERIAL Y MÉTODOS .....	29
2.1. HERRAMIENTAS DE TRABAJO.....	29
2.1.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	29
2.1.2 MODELOS DE TRABAJO .....	32
2.2 METODOLOGIA DE TRABAJO.....	33
2.2.1 HIPÓTESIS DE PARTIDA.....	33
2.2.2 PREPROCESO .....	33
CAPITULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	40
3.1 ESTUDIO DE CONVERGENCIA.....	40
3.2. ANALISIS DE TENSIONES EN FUNCIÓN DEL ESPESOR.....	41
MODELO 1.....	43
MODELO 2 .....	49
MODELO 3 .....	55
3.3 DISCUSIÓN.....	61
3.3 LIMITACIONES DEL ESTUDIO .....	62
CAPITULO 4. CONCLUSIÓN.....	64
CAPITULO 5. INDICE DE FIGURAS Y TABLAS .....	65
5.1 INDICE DE FIGURAS.....	65
5.2 INDICE DE TABLAS .....	67
CAPITULO 6. BIBLIOGRAFÍA.....	68

## DOCUMENTO PRESUPUESTOS

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....	71
CAPÍTULO 2. PRECIO DE MANO DE OBRA.....	71
CAPÍTULO 3. CUADRO DE PRECIOS DE MQUINARIA Y SOFTWARE .....	71
CAPÍTULO 4. CUADRO DE PRECIOS DE MATERIALES.....	72
CAPÍTULO 5. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES .....	72
5.1 DEFINICIÓN DEL PROYECTO Y PLANIFICACIÓN .....	72
5.2 INVESTIGACIÓN DEL ESTADO DEL ARTE Y RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN .....	72
5.3 SIMULACIONES Y ANÁLISIS CON EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF) .....	73
5.4 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG.....	73
CAPÍTULO 6: CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS .....	74
CAPÍTULO 7. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS .....	75
CAPÍTULO 8. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA .....	77

# DOCUMENTO MEMORIA



# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

Este trabajo viene motivado por la necesidad de establecer una relación entre el grosor del inserto de polietileno en las prótesis de rodilla y las tensiones máximas que soporta, así como las fuerzas de rozamiento en la superficie de contacto con el componente femoral. Las tensiones máximas que soporta el inserto durante la marcha, son las principales responsables del fallo de este componente. Las fuerzas de rozamiento en particular, provocadas por las tensiones tangenciales, son las responsables del desgaste del componente y, por tanto, del aflojamiento del mismo, lo que al final produce el fallo del implante. Es por ello, que ante la escasez de análisis numéricos que establezcan esta relación, nos proponemos llevar a cabo un análisis en este trabajo.

La artroplastia total de rodilla es hoy en día una de las operaciones más exitosas entre las ortopedias modernas, presentando tasas de éxito entorno al 90%. El desgaste del inserto de polietileno junto con la osteolisis producen aflojamientos en la prótesis, lo que lleva a una reacción a cuerpo extraño provocando el rechazo de la misma. Esta es la causa más común de fracaso después de una artroplastia completa de rodilla, y requiere una nueva intervención (Greco и съавт. 2018) .

En los últimos años, se han producido múltiples mejoras en cuanto a la esterilización del polietileno de peso molecular ultra alto, así como una mayor interconexión entre las cadenas poliméricas, consiguiendo un material más reticulado. Estos avances han fortalecido las características del material mejorando su comportamiento frente al desgaste y la resistencia a la fatiga. No obstante, el fallo de las prótesis de rodilla ha estado asociado con insertos delgados de polietileno, lo que llevó a establecer valores mínimos entre 6 y 9 mm de los grosores del inserto en las prótesis comerciales. Siendo de 6 mm para componentes que presenten platillo tibial y de 9 mm para aquellas prótesis donde no haya platillo tibial (Obse 2010) .

Por otro lado, varios estudios han demostrado que la información proporcionada por los fabricantes es poco precisa y engañosa, ya que al indicar el grosor del inserto estaban sumados el inserto de polietileno y el platillo tibial de titanio (Weber и Morris 1996). Teniendo esto en cuenta, se considera importante centrar la atención en el inserto de polietileno ya que se trata de la parte más blanda de la prótesis y como se ha comentado, se le asocia a menudo con los fracasos protésicos cuando su grosor es reducido. Establecer la relación entre el grosor del inserto de polietileno y la tensión que soporta, independientemente del grosor del platillo tibial, es importante para seleccionar el grosor óptimo y evitar el fallo de la prótesis.

En un plano más personal, abordar el estudio de un componente protésico me ha permitido profundizar en los conocimientos adquiridos a lo largo de estos años, ponerlos en práctica y trabajar con ellos de una manera tangible, lo que a veces ha sido un poco complicado.



Por otro lado, hacer uso de un programa de elementos finitos como ANSYS, el cual permite llevar a cabo modelos biomecánicos de componentes, resulta muy gratificante y satisfactorio. La proximidad de un trabajo como este a la manera en que trabaja un ingeniero, supone la confirmación de que el trabajo y el esfuerzo de estos años en la universidad han resultado fructíferos, y nuestra capacidad para analizar y resolver estos problemas es mayor de lo que se puede creer durante el proceso de formación.

## 1.2. OBJETIVOS

El objetivo general del trabajo es establecer la relación entre el grosor del inserto de polietileno de las prótesis de rodilla y las tensiones que soporta al aplicarle una carga utilizando el método de elementos finitos (MEF). Analizando esta curva tensión-espesor se podrá determinar el espesor mínimo recomendable en el uso de este tipo de prótesis.

Para alcanzar este objetivo general se han fijado una serie de objetivos específicos a alcanzar:

- Comprender la biomecánica de la rodilla y de su sustitución protésica.
- Conocer las diferentes prótesis de rodilla disponibles en el mercado y su clasificación.
- Conocer los principales materiales de los que está formada la prótesis de rodilla y sus propiedades elásticas.
- Proponer modelos geométricos simplificados para estudiar la relación entre las tensiones soportadas por el inserto y su grosor.
- Resolver un problema de contacto mediante elementos finitos, haciendo uso de la herramienta ANSYS.
- Realizar el estudio sobre diferentes modelos de prótesis de rodilla, así como comparar los resultados obtenidos para cada modelo.
- Realizar el estudio para diferentes espesores del inserto de polietileno, así como comparar los resultados obtenidos para cada espesor.
- Calcular y trabajar con la tensión de von Mises como criterio de fallo elástico.

## 1.3. ESTADO DEL ARTE

### 1.3.1. ANATOMÍA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La rodilla es la mayor articulación y una de las más complejas del cuerpo humano. Esta complejidad se debe a la doble función que cumple la articulación. Por un lado ha de proporcionar un gran rango de movilidad, necesario para la marcha, mientras que por otro debe presentar la estabilidad suficiente para soportar el peso del cuerpo. Se trata de una diartrosis, troclear, con el plano sagital como único plano de movimiento, y bicondílea, formada por el fémur, en su parte distal, la rótula y la extremidad proximal de la tibia (Articulaci и Rodilla без дата).

La articulación está compuesta, en esencia, por las superficies articulares, los meniscos, los ligamentos y la capsula fibrosa. Cada uno de los componentes cumple un papel fundamental para el correcto funcionamiento de la articulación.

Las superficies articulares, compuestas de cartílago hialino, envuelven el tejido óseo donde se produce el contacto entre los diferentes huesos, fémur, rótula y tibia, con tal de reducir el rozamiento relativo entre superficies, facilitando el movimiento y reduciendo el desgaste de los tejidos. En la zona distal del fémur, la superficie articular comienza cubriendo los cóndilos y continúa hasta la parte anterior para formar la superficie rotuliana, constituyéndose una superficie articular continua. En la rótula se encuentra una superficie articular que cubre toda la parte posterior del hueso, presentando dos carillas separadas por una cresta que corresponden con la superficie rotuliana del fémur. En la tibia, estas superficies articulares se encuentran en la superficie superior. Se diferencian dos zonas condíleas cóncavas que articularán con las superficies condíleas convexas del fémur (Grado 2014).

Los meniscos son dos láminas fibrocartilaginosas, situados entre los cóndilos del fémur y la tibia, consiguiendo una mayor congruencia entre ambas superficies, ya que aumentan la superficie de contacto. Tienen la función de absorción y distribución de las cargas, así como la de proporcionar estabilidad a la articulación, ya que aumentan la superficie de contacto y limitan el movimiento relativo entre fémur y tibia en el plano coronal frontal. Presentan una forma de media luna o "C" de sección triangular siendo su parte externa mayor que la interna. Sus superficies se adaptan a las superficies articulares entre las que se encuentran, siendo cóncava la superficie del menisco en contacto con la superficie condílea del fémur, y convexa la superficie en contacto con los cóndilos tibiales. Ambos meniscos se encuentran unidos en la zona anterior mediante un haz de fibras que une sus cuernos anteriores, se conoce como ligamento transversal de la rodilla.

Los ligamentos, junto con la capsula articular y otros tejidos fibrosos y tendinosos, forman los elementos de unión y fijación de la articulación.

La capsula articular es una capa fibrosa, que envuelve a la articulación uniéndose a la parte distal del fémur y a la zona proximal de la tibia. En la parte anterior se sitúa la rótula sujeta por el

tendón del cuádriceps, posibilitando la continuidad de la envoltura. Esta capsula que envuelve por completo la articulación, se inserta, en la parte posterior, en la zona intercondilea, tanto en tibia como en fémur, confundándose con los ligamentos cruzados (Mediante и съавт. без дата).

Por último se encuentran los ligamentos, estructuras fibrosas que unen y fijan unos huesos a otros. El ligamento rotuliano, formado por las fibras distales del tendón del cuádriceps e insertado en la zona proximal anterior de la tibia, y el propio tendón del cuádriceps, que se inserta en la parte superior de la rótula, son los primeros sistemas de fijación que aparecen en la parte anterior de la articulación.

En la zona lateral se encuentra el ligamento colateral lateral, que une el epicóndilo lateral del fémur con la cabeza proximal del peroné. Este ligamento se encuentra fuera de la capsula articular.



En la parte interna o medial de la rodilla se localiza el segundo ligamento lateral, el ligamento colateral medial. Este ligamento comienza en el epicóndilo medial del fémur, dirigiéndose hacia abajo y hacia delante, hasta insertar, a la altura de la superficie articular en el cóndilo medial de la tibia.

Los ligamentos cruzados, anterior (LCA) y posterior (LCP) son dos estructuras fibrosas muy fuertes que se encuentran en el interior de la articulación. En su zona posterior se integran y refuerzan a la cápsula fibrosa y en la parte anterior, el LCP y el LCA se insertan en la zona intercondílea, del fémur y la tibia respectivamente (Lesión de Ligamentos Colaterales en la Rodilla без дата).

Figura 1. Ligamentos de la articulación de la rodilla (Lesión de Ligamentos Colaterales en la Rodilla без дата).

Articulación de Rodilla Vista Posterior Con Cápsula Fibrosa



Por último se encuentran dos estructuras ligamentosas importantes. Estas se encuentran en la zona posterior de la rodilla fuera de la cápsula articular pero se insertan en ella y son el ligamento poplíteo oblicuo y el ligamento poplíteo arqueado (Articulaciones del Miembro Inferior без дата).

Figura 2. Ligamentos poplíteos (Articulaciones del Miembro Inferior без дата).

### 1.3.2. BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La rodilla es una articulación con 6 grados de libertad que posibilita realizar 3 movimientos combinados. Los dos más importantes son la flexo-extensión y las rotaciones interna y externa (Sanjuan Cerveró и съавт. 2005). Existe un tercer grado de libertad con la rodilla en flexión, responsable de los movimientos de abducción y aducción de la misma (Biomecánica: 2.6. Biomecánica de la rodilla без дата).

El rango de movilidad normal para la flexión es de 130-140° y se realiza sobre un eje transversal en el plano sagital, que, visto desde un plano frontal pasa por los cóndilos femorales horizontalmente. Este eje presenta cierta oblicuidad (inferior en la cara medial). La flexo-extensión se comprende basándonos en un modelo planar de dos grados de libertad que permite los movimientos de rodamiento (rotación anteroposterior) y de deslizamiento (traslación anteroposterior).

Los cóndilos femorales combinan los movimientos de rodamiento y deslizamiento sobre los platillos tibiales. La relación entre ambos no es uniforme durante todo el rango de movimiento. Al principio de la flexión, hasta los 15°, el cóndilo rueda sin deslizamiento. Progresivamente, el deslizamiento predomina cada vez más sobre el giro de forma que al final de la flexión el cóndilo se desliza sin rodamiento. El cóndilo femoral externo experimenta un recorrido mayor sobre su platillo correspondiente, ya que se mantiene el rodamiento puro hasta los 20° de flexión y debe superar la convexidad de su platillo tibial correspondiente (Hernáiz-Alzamora 2014).

El movimiento de rotación sólo es posible durante la flexión y se realiza sobre el eje longitudinal de la rodilla. La rotación interna máxima es de 30-35°, mientras que la externa es de 40-50°. Cuando se flexiona la rodilla durante la marcha, la tibia sufre una rotación interna automática de 20° de media. Esto es debido al mayor retroceso del cóndilo externo en comparación con el interno cuando se flexiona la rodilla. Es en extensión, reforzado por la acción estabilizadora de los meniscos, cuando el fémur se adapta de forma más estable sobre la tibia.

### 1.3.3. PATOLOGÍAS DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La artrosis es la principal patología que lleva a la intervención quirúrgica y al implante de una prótesis en la articulación de la rodilla. También llamada osteoartritis, se trata de una enfermedad articular degenerativa en la que el cartílago hialino de las articulaciones se va deteriorando, así como en ocasiones afectando también al hueso subcondral y al tejido sinovial (Ojeda, Delgado, и Macule 2012).

La aparición de la artrosis viene favorecida por varios factores como la edad, apareciendo rara vez antes de los 50; la predisposición familiar; el sexo, siendo mucho más común que las mujeres la presenten en manos y rodillas, y los hombres en la cadera; el peso corporal, que influye negativamente en articulaciones que soportan la carga del cuerpo, como cadera y rodillas; y por supuesto también el estado de las articulaciones antes de que se manifieste la enfermedad, es decir, lesiones previas o traumatismos por una actividad brusca, resultan unas condiciones iniciales que pueden favorecer la aparición o agravar sus síntomas (J. Beltrán Fabregat, M.A. Belmonte Serrano 2010).

Los tratamientos para la artrosis en rodilla son a menudo paliativos, con el objetivo de que la persona que la sufre pueda vivir sin dolor y realizando todas las actividades de la vida cotidiana. Los tratamientos con ingeniería de tejidos todavía no han dado unos resultados positivos, la prácticamente nula regeneración del cartílago complica mucho el desarrollo de técnicas de regeneración en el campo de las articulaciones (Grado 2014). En el momento en el que un tratamiento paliativo no es suficiente, se plantea realizar la intervención de la artroplastia, siguiendo siempre las siguientes indicaciones y contraindicaciones (Busquets Net, Carrera Calderer, и Ramoneda Salas 2003).

Las indicaciones son:

- Artritis Reumatoidea, independientemente de la edad de manera extraordinaria, y particularmente en la artritis reumatoidea juvenil.
- Gonartrosis (o artrosis de rodilla), teniendo en cuenta factores como la edad, ocupación, nivel de actividad y peso. La artroplastia debería evitarse en pacientes menores de 60 años, trabajadores manuales, deportistas y personas con exceso de peso.
- Artrosis postraumática, aunque rara vez se indica la artroplastia en pacientes jóvenes.
- Ante el fracaso de una osteotomía tibial que no ha servido para aliviar los síntomas o cuando éstos vuelven a aparecer al cabo del tiempo.
- Artrosis femoro-rotulianas; sólo cuando se presentan con pinzamiento articular.

- Trastornos neuropáticos, aunque en este caso, la indicación es controvertida.
- Dolor: Este dolor debe limitar las actividades de la vida diaria, sobre todo, la marcha, y no responder al tratamiento conservador.
- Confirmación radiológica de la pérdida de espacio articular.
- Edad: idealmente, está indicado en mayores de 60 años.

Sus contraindicaciones son:

- Artrodesis estable e indolora en buena posición.
- Destrucción de hueso por procesos tumorales o metastásicos.
- Infecciones causadas por microorganismos que no pueden ser tratados adecuadamente.
- Pacientes con inestabilidad esquelética.
- Hipersensibilidad o alergia a los materiales de los componentes.
- Infección articular activa.
- Aparato extensor incompetente.
- vascular (insuficiencia arterial o venosa).
- Son contraindicaciones relativas los pacientes con gran demanda articular (obesidad mórbida, jóvenes) y pacientes que no puedan realizar el tratamiento rehabilitador posterior.

En definitiva, para proceder a la artroplastia total de rodilla, deben darse tres condiciones fundamentales. La actividad normal del día a día debe verse afectada por el dolor, el espacio articular debe verse reducido en la radiografía y el paciente debe tener una edad avanzada. En este momento, en el que se decide realizar la intervención quirúrgica, hay que decidir qué tipo de prótesis implantar.

### 1.3.4. TIPOS DE PRÓTESIS

Las prótesis de rodilla pueden ser muy variadas en función del estado de la articulación, los elementos que se sustituyan, y las características específicas del paciente y las necesidades que presente la intervención.

Esta amplia gama de prótesis se puede clasificar en función de tres aspectos fundamentales, como son, clasificación según el grado de limitación de movimiento, según el tipo de fijación y según la superficie articular remplazada (Sánchez 2011).

#### A. Según el grado de limitación de movimiento.

1. Prótesis no limitadas o de deslizamiento. En este tipo de prótesis no existe ningún elemento de unión entre los componentes femoral y tibial. Al no haber ningún tipo de unión artificial entre los componentes óseos, estas prótesis solo se colocarán cuando los ligamentos estén intactos y en perfecto estado, para que puedan continuar cumpliendo su función fisiológica.
2. Prótesis semilimitadas. No presentan tampoco un elemento de unión entre los componentes femorales y tibial, pero mediante el diseño del dispositivo se consiguen reducir algunos movimientos o la amplitud de movimiento relativo. La conservación de los ligamentos cruzaos ayuda de igual modo a la estabilización de la articulación.
3. Prótesis completamente limitantes. En este tipo de prótesis la estabilidad completa de la rodilla se traslada a la propia prótesis. Se sustituyen los ligamentos y todas las restricciones se producen por el diseño de la prótesis y los elementos de unión entre componentes.



**Figura 3.** Prótesis no limitada (Productos para Cirugía Ortopédica y Traumatología | Surgival n.d.).



Figura 4. Prótesis semilimitada (Rodilla - Surgival без дата).

#### B. Según el tipo de fijación.

1. Cementadas. Se utiliza “cemento acrílico” para fijar los elementos de la prótesis al hueso. Presenta una ventaja clara, y es que el tiempo necesario para que fragüe es reducido, consiguiendo una pronta fijación, un rápido postoperatorio y una reducción del dolor en la recuperación. Por el contrario tiene una desventaja evidente, y es que en el caso de que se requiera retirar el dispositivo las complicaciones son enormes. Por esto, este tipo de prótesis se utilizan para personas de avanzada edad, con estilos de vida sedentarios. Debe evitarse en pacientes con larga esperanza de vida.
2. No cementadas. En este tipo de prótesis la fijación a los elementos óseos se realiza mediante el uso de tornillos (Rodilla Revisión - Surgival без дата). Existen varias técnicas para fijar estos dispositivos:
  - a. Con revestimiento poroso. Después de la intervención, este tipo de superficie facilita la osteointegración produciéndose crecimiento óseo entre los poros de la prótesis.
  - b. Con revestimiento de hidroxapatita. Este revestimiento favorece el crecimiento óseo, acelerando y mejorando la osteointegración. Con esta técnica se reduce el periodo de estabilización del dispositivo en el hueso y se mejoran las características mecánicas del mismo.
  - c. Con presión. Con esta técnica se consigue la estabilidad al introducir la prótesis a presión en el hueso. Es importante que para esta técnica la superficie del dispositivo se lisa, ya que un revestimiento poroso generaría un gran daño al ser introducido de esta manera.



Las prótesis no cementadas presentan múltiples ventajas respecto a las cementadas. La intervención es más rápida, eliminan el componente del cemento que puede soltar partículas que lleven a rechazo a cuerpo extraño y pueden producir necrosis química o térmica. Y por supuesto permite una reintervención, por lo que se utilizarán para pacientes con larga esperanza de vida.

El único inconveniente es que el tiempo para la estabilización es más largo que al usar el cemento óseo.



Figura 5. Ejemplo de prótesis no cementada. Prótesis de revisión (Rodilla Revisión - Surgival без дата).

3. Modelo Híbrido de fijación. En esta técnica, se encuentra el componente femoral sin cementar, ya que presenta una fijación muy buena sin necesitar cemento. Sin embargo el componente tibial y rotuliano se fijan mediante cementación.

C. Según la superficie articular remplazada.

La clasificación en función de la superficie articular remplazada puede ser unicompartimental, bicompartimental, o tricompartmental. Esto quiere decir que para esta clasificación se divide la articulación de la rodilla en tres superficies de contacto, superficie femoro-patelar, superficie femoro-tibial interna y superficie femoro-tibial externa. En función del número de las superficies articulares que sustituya la prótesis, esta se clasificará en los tipos ya mencionados (Arthrex - Reconstrucción unicompartimental de rodilla без дата).

## 1. Unicompartimentales.

- a. Prótesis femoro-patelares. Se trata de una prótesis muy poco utilizada por la escasa incidencia de la lesión que la requiere. Se sustituyen las superficies articulares de contacto entre fémur y rótula.
- b. Prótesis femoro-tibiales. En estas prótesis se sustituye la superficie articular femoro-tibial interna o externa añadiendo un inserto de polietileno sobre el que articulan las superficies sustituidas, al igual que en una artroplastia de rodilla completa.

Estos tipos de prótesis son poco comunes, están indicados a personas mayores de 70 y con lesiones monocompartimentales.



Figura 6. Prótesis unicompartimental femoro-patelar (Arthrex - Reconstrucción unicompartimental de rodilla n.d.).



Figura 7. Ejemplo de prótesis unicompartimental femoro-tibial (Arthrex - Reconstrucción unicompartimental de rodilla n.d.)

## 2. Bicompartimentales.

Este tipo de prótesis son aquellas en las que se sustituyen los dos componentes femoro-tibiales. La parte femoro-patelar no se interviene en la operación.

Cuando se hace referencia a la artroplastia total de rodilla, bien se puede hacer referencia a este tipo de prótesis bicompartmentales, como también a las tricompartmentales.

### 3. Tricompartmentales.

Al implantar estas prótesis se sustituyen las superficies articulares femorales, tibiales y rotuliana. Son prótesis de semisujeción o no sujeción, presentarán gran movilidad y la función de los componentes anatómicos de fijación como los ligamentos deben continuar cumpliendo su función.



Figura 8. Comparación prótesis unicompartmental (Izquierda) y prótesis tricompartmental (Derecha)  
(Prótesis de rodilla: todo lo que debe saber - MBA blog без дата).

## 1.3.5. BIOMATERIALES

Los biomateriales son aquellos materiales diseñados para interactuar con el medio biológico, con el objetivo de reforzar o reemplazar un tejido, un órgano o función del cuerpo (Tecnologías de BIOMATERIALES - Centre d'innovació i Tecnologia. CIT - UPC без дата). Estos materiales, por su íntima relación con los sistemas biológicos, deben de presentar una serie de características bien definidas.

Que sean químicamente inertes o presenten mínima interacción química con el organismo. Han de ser no tóxicos, es decir, que no sean carcinogénicos, que presenten hemocompatibilidad y no han de producir alergias o hipersensibilidad. De lo contrario, la interacción con el medio biológico podría producir desechos y micropartículas que llevasen a reacción a cuerpo extraño, concluyendo en el fracaso del implante.

Por lo general es necesario que presenten una gran durabilidad, ya que se pretende que el número de intervenciones sea el mínimo posible. En la mayoría de casos, se buscan intervenciones definitivas, aunque todavía resulta complicado que los implantes tengan una vida útil superior a 10 años.

Técnicamente se requiere que el material utilizado sea sencillo de esterilizar, ya que a la hora de la implantación el dispositivo debe estar perfectamente libre de patógenos, de lo contrario, a pesar de que las propiedades del material favorezcan su implantación, una infección por algún patógeno presente en la superficie del material llevaría al fallo del implante.

Los tipos de biomateriales utilizados son los polímeros, metales y cerámicas, además de materiales mixtos.

Las prótesis de rodilla se componen como se ha visto en el apartado anterior, de dos tipos de materiales. Por una parte, los cóndilos femorales y el platillo tibial están hechos de un material metálico, el más utilizado en este tipo de prótesis es el **Ti6Al4V**. Mientras que el inserto consta de un material polimérico, el más frecuente para estas aplicaciones es el polietileno de ultra alto peso molecular, **UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene)**

Son estos dos materiales, por ser los más frecuentes en la fabricación de prótesis de rodilla, con los que se trabajará a lo largo de nuestro estudio.

### **Ti6Al4V**

Hoy en día la aleación Ti6Al4V es el material más utilizado para implantes y prótesis. Esto se debe a sus propiedades químicas y mecánicas. Es un material con una gran biocompatibilidad, no resulta tóxico y por si prácticamente nula interacción con el medio biológico presenta una gran resistencia a la corrosión. Mecánicamente presenta una gran relación entre densidad, resistencia y modulo elástico. Estas propiedades permiten fabricar implantes más ligeros con gran resistencia mecánica (Electrónica 2009).

Su coste, hoy en día, es quizás el mayor inconveniente que presenta este material. Existen diferentes grados de aleación, los cuales presentan pequeñas diferencias mecánicas, que son aprovechadas por la industria en función del campo para el que se emplee.

### **UHMWPE**

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) es un polímero con muy buenas propiedades físicas y mecánicas. Como biomaterial, la más importante es su inherencia química y su lubricidad (Rivera-Martínez 2013) . Mecánica y físicamente destaca su elevada resistencia al impacto y la resistencia a la abrasión. Aunque es uno de los polímeros mas utilizados en el campo de las prótesis, sus excelentes propiedades hacen que su uso se extienda por múltiples campos de la industria como la automovilística. Más del 90% de UHMWPE producido en el mundo se usa para la industria.

Como se ha visto, el UHMWPE se encuentra ampliamente extendido en el campo protésico, pero a pesar del éxito de estos procedimientos de restauración, los implantes de UHMWPE tienen un limitado tiempo de vida (aproximadamente entre 15 y 20 años). El desgaste y daño de los componentes es uno de los factores que limitan la longevidad del implante (UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in ... - Google Libros без дата).

Tabla 1. Propiedades mecánicas.

<b>MATERIAL</b>	<b>Modulo Elástico (MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Limite elástico a la compresión (MPa)</b>
<b>UHMWPE</b>	1200	0.46	28000
<b>Ti6Al4V</b>	107000	0.34	1350

## CAPITULO 2: MATERIAL Y MÉTODOS

### 2.1. HERRAMIENTAS DE TRABAJO

Para la realización del análisis de la distribución de tensiones en el inserto de polietileno y gracias a la utilización de los modelos simplificados de la prótesis de rodilla, en el que los volúmenes de nuestros modelos son formas geométricas básicas, se ha podido realizar el total del trabajo mediante la herramienta software **ANSYS Mechanical APDL Product Launcher**, la cual llega a la solución de los problemas a través del método de elementos finitos.

El término elemento finito resume el concepto básico del método, que consiste en la división de un problema real, con infinitas incógnitas, en un número de elementos finitos, con incógnitas finitas. El modelo de elementos finitos cuenta con un número finito de incógnitas, pudiendo solamente aproximar la respuesta del sistema físico, el cual tiene infinitas incógnitas. La pregunta que de inmediato surge es: ¿Es lo suficientemente “buena” dicha aproximación? Este aspecto jugará un papel fundamental a la hora de sacar una conclusión de los resultados obtenidos en el estudio (Martinez 2017).

#### 2.1.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

El principio básico del MEF es dividir el medio continuo sobre el que se realiza un análisis con el fin de simplificar las ecuaciones de comportamiento que se van a aplicar. El proceso de división consiste en distribuir a lo largo de la geometría una serie de puntos denominados *nodos*. Estos *nodos* se unen formando geometrías mucho más simples que la original llamadas *elementos*. El conjunto de todos los *elementos* que dibujan la geometría completa y que están conectados entre sí se conoce como *mall*a. Como consecuencia de haber realizado esta subdivisión, las ecuaciones matemáticas que rigen el comportamiento de la pieza proporcionan un resultado aproximado, no exacto, y la precisión la condiciona la cantidad de elementos y nodos, su tamaño y tipo de elementos que definen la malla (Método de los elementos finitos: ¿qué es? без дата).

Para calcular el comportamiento de una geometría, se suele emplear la formulación en desplazamientos. Esta formulación permite conocer las tensiones y deformaciones dentro de cada elemento en función de las cargas que se aplican a los nodos.

Dado un elemento definido por sus nodos, los desplazamientos de los puntos de ese elemento se pueden interpolar a partir de los desplazamientos nodales mediante unas funciones de interpolación conocidas como funciones de forma.

$$u \approx N * u \bar{e} \quad (1)$$

Siendo:

$u$ : Desplazamiento dentro del elemento

$N$ : Matriz de funciones de forma

$\bar{u}$ : Vector de desplazamientos nodales

La deformación dentro del elemento se obtiene diferenciando el campo de desplazamientos mediante el operador  $L$  que viene definido por:

$$\varepsilon = L * N * \bar{u} = B * \bar{u} \quad (2)$$

Siendo:

$L$ : Operador diferencial

$B = L * N$ : Matriz que relaciona desplazamientos nodales con la deformación dentro del elemento.

Para obtener las tensiones resultantes en el elemento se emplea la ley generalizada de Hooke:

$$\sigma = D * (\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (3)$$

Siendo:

$\sigma, \sigma_0$ : Tensión final e inicial, respectivamente

$\varepsilon, \varepsilon_0$ : Deformación final e inicial, respectivamente

$D$ : Matriz de deformación del material

Considerando la energía potencial de un elemento, la cual se puede dividir en función de las distintas aportaciones de las cargas al sólido:

$$\Pi_p = \int 1/2 (\varepsilon^T D \varepsilon - \varepsilon^T D \varepsilon_0 + \varepsilon^T \sigma_0) dV - \int u^T b dV - \int u^T t dS - U^T P \quad (4)$$

Siendo:

$\sigma_0$ : Tensión inicial

$\varepsilon, \varepsilon_0$ : Deformación final e inicial, respectivamente

$D$ : Matriz de deformaciones

$u$ : Desplazamiento dentro del elemento

$b$ : Fuerzas volumétricas

$t$ : Fuerzas superficiales

$U$ : Desplazamiento en los nodos

$P$ : Fuerzas puntuales en los nodos

Donde el primer término  $[\int 1/2(\epsilon^T D \epsilon - \epsilon^T D \epsilon + \epsilon^T) dV]$ , se refiere a la energía potencial acumulada gracias a la deformación del material, el término  $[\int u^T b dV]$  corresponde a la energía producida por las fuerzas volumétricas,  $[\int u^T t dS]$  considera la aportación de las fueras sobre la superficie y  $[U^T P]$  alude a la energía debido a las fuerzas puntuales.

Sustituyendo en la energía potencial anterior, se obtiene una expresión en función de los parámetros asociados a un elemento.

$$\Pi_P = (1/2) \Sigma [u_e]^T k_e u_e - \Sigma [u_e]^T f_e \quad (5)$$

siendo  $f_e$  el vector de fuerzas equivalentes en los nodos y  $k_e$  la matriz de rigidez local, que relaciona las tensiones aplicadas dentro de un elemento con su deformación asociada. Cada elemento posee una matriz de rigidez independiente de los demás elementos.

$$k_e = \int B^T D B dV \quad (6)$$

Si se expanden los conceptos de matriz de rigidez local y el vector de fuerzas nodales equivalentes a toda la geometría, se obtiene la expresión de la energía potencial en función de los desplazamientos nodales y de las cargas aplicadas.

$$\Pi_P = 1/2 U^T K U - U^T F \quad (7)$$

El principio de mínima energía potencial señala que un objeto tomará la forma deformada estable que implique una energía potencial total mínima. La expresión de energía potencial de un cuerpo elástico lineal se puede expresar en función de la contribución de todos los elementos en los que se ha dividido la geometría. Al aplicar este principio a la expresión anterior se consigue:

$$\delta \Pi_P \delta U = 0 \quad (8)$$

$$K U = F \quad (9)$$

siendo:

$K$ : matriz de rigidez global

$U$ : Desplazamiento de los nodos

$F$ : Fuerza aplicada en los nodos

La expresión corresponde a un sistema de  $n$  ecuaciones con  $n$  incógnitas, siendo  $n$  el número de grados de libertad de todo sistema, resoluble mediante ordenador con la suficiente potencia computacional.

## 2.1.2 MODELOS DE TRABAJO

Para realizar el estudio de la distribución de tensiones en el inserto de polietileno en una prótesis de rodilla, se han utilizado tres modelos simplificados de la geometría de la misma. Un siguiente paso, en la misma línea en la que se ha realizado este trabajo, sería el de realizar el mismo proceso que se define en el siguiente apartado para la geometría real de una prótesis de rodilla. Por las dificultades imprevistas que han surgido, debidas a las limitaciones de la licencia del programa utilizado, se ha decidido simplificar el problema y realizar un primer ejercicio que puede servir de base o referencia para próximos trabajos que busquen un objetivo similar.

Los tres modelos simplificados que se han estudiado han sido los siguientes.

### **Modelo 1**

Es el modelo más simple de los tres, se trata de una esfera de 40mm de radio, que hará la función de cóndilo femoral, con propiedades de **Ti6Al4V**, y un cilindro de 50mm de radio, que representa el inserto de polietileno, con las propiedades del **UHMWPE**, y de espesor variable de 4 a 14mm con un incremento de 2mm entre simulaciones.

### **Modelo 2**

Es un modelo muy similar al anterior, en el que se añade un cilindro también de 50mm bajo el inserto de polietileno, que hará la función de platillo tibial, con propiedades de **Ti6Al4V** y presentará un espesor constante en todas las simulaciones de 5mm. Al igual que en el anterior modelo, el espesor del inserto irá variando de 4 a 14mm con un incremento de 2mm entre simulaciones.

### **Modelo 3**

El más complejo de los tres, presenta al igual que el segundo modelo, tres componentes, ESFERA, INSERTO y PLATILLO, pero en este caso el inserto se encuentra encajado en el platillo siguiendo las dimensiones de encaje de la prótesis **Scorpio® TS** (Scorpio Total Stabilizer Revision Knee System Surgical Protocol Scorpio® TS Single Axis Revision Knee System без data).



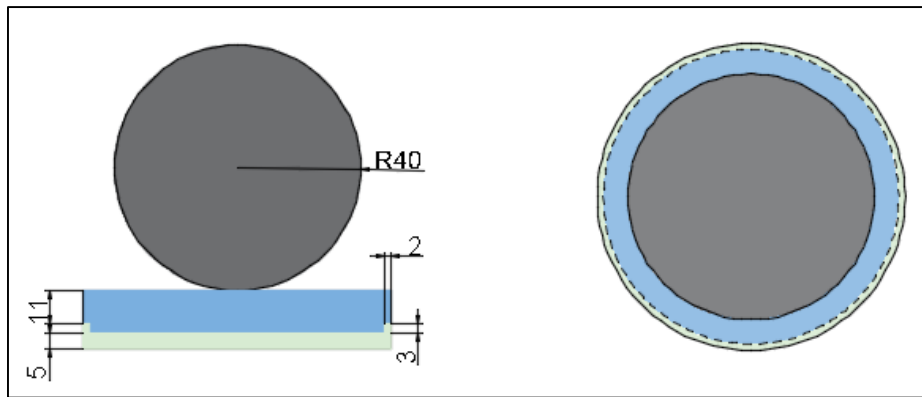


Figura 9. Croquis del MODELO 3. Las medidas están en milímetros (mm).

## 2.2 METODOLOGIA DE TRABAJO

### 2.2.1 HIPÓTESIS DE PARTIDA

Para el estudio del trabajo se tomarán los modelos simplificados anteriores, y se aplicará una fuerza vertical y hacia abajo de 1000N, desde el componente ESFERA al componente INSERTO. La fuerza aplicada de 1000N corresponde a un peso de 75Kg multiplicado por un factor de 1.33, que simula el impacto generado en un ciclo de marcha (Rodríguez Martínez и съавт. 2013). La simplificación en cuanto a geometría, angulación de la fuerza y valor de la misma, han resultado necesarios para analizar el problema, y resultan las condiciones más desfavorables, de forma que se consiguen las tensiones máximas que se alcanzan en el dispositivo.

### 2.2.2 PREPROCESO

#### *Generación de los volúmenes*

Se comenzará generando los volúmenes que componen al modelo de prótesis con la que se vaya a trabajar. Para el correcto comportamiento en el contacto entre el inserto de polietileno y el platillo tibial, en los dos modelos que lo presentan, después de generar los diferentes volúmenes por separado, el contacto con la esfera se definirá más a delante, se “pegan” para que funcionen como un único sólido para la transmisión de fuerzas y a la vez permita asignarle un tipo de material diferente a cada volumen. Se divide la pieza por componentes, asignando a cada volumen su etiqueta correspondiente, “ESFERA” “INSERTO” o “PLATILLO”, lo que permitirá trabajar con comodidad a la hora de definir los materiales de cada componente, mallar y refinar los volúmenes.

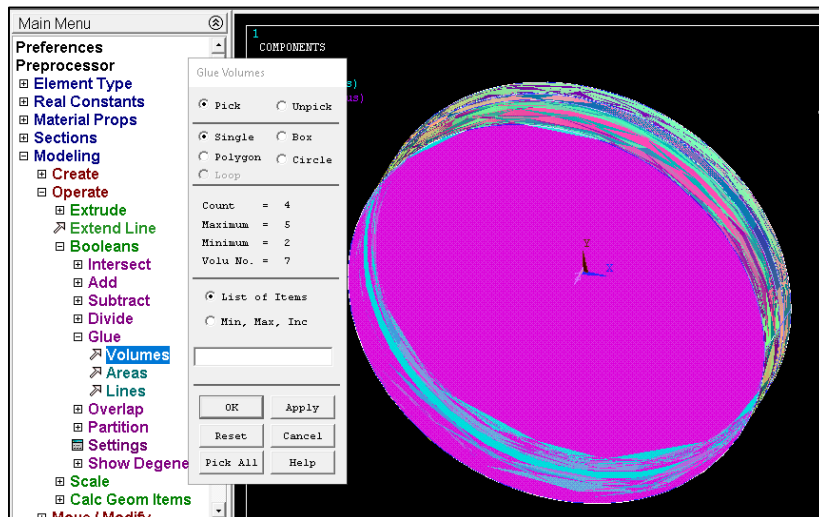


Figura 11. Pegar volúmenes en ANSYS para una correcta distribución de las tensiones.

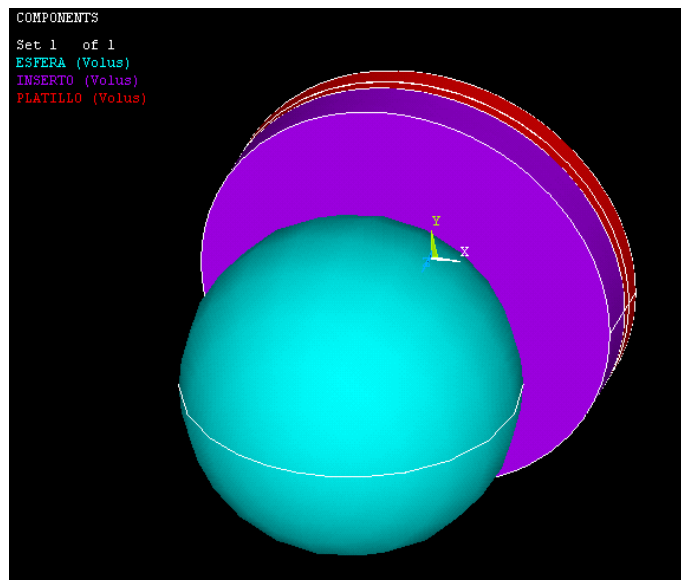


Figura 11. Componentes del modelo de inserto encajado en el platillo.

## Asignación de materiales

Para asignar los materiales de los componentes del modelo, primero se han de definir en el programa. Para definir un material como el titanio o el UHMWPE, que presentan ambos un comportamiento elástico e isotrópico, para un problema estático, se necesitarán únicamente el módulo elástico, o módulo de Young,  $E$ , y el coeficiente de Poisson,  $\nu$ . El módulo elástico indica la relación entre el incremento de tensión aplicada en una dirección y el incremento de deformación que sufre el material en esa dirección, mientras que se encuentra en la zona de comportamiento elástico en el diagrama de tensión-deformación. Por su parte, el coeficiente de Poisson relaciona la deformación longitudinal, dirección de aplicación de la fuerza, con la deformación en las direcciones transversales.

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (10)$$

(11)

$$\nu = -\frac{\Delta\varepsilon_{transversal}}{\Delta\varepsilon_{longitudinal}}$$

Los valores utilizados para definir el Titanio y el UHMWPE vienen dados en la tabla 2.

Tabla 2. Propiedades mecánicas introducidas en ANSYS. Módulo de Young, E, y coeficiente de Poisson,  $\nu$ , de los materiales empleados.

MATERIAL	MODULO DE YOUNG (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON
UHMWPE	1200	0.46
TITANIO	107000	0.34

La asignación del tipo de material se realizará justo antes del mallado, una vez esté definido también el tipo de elemento con el que se va a mallar.

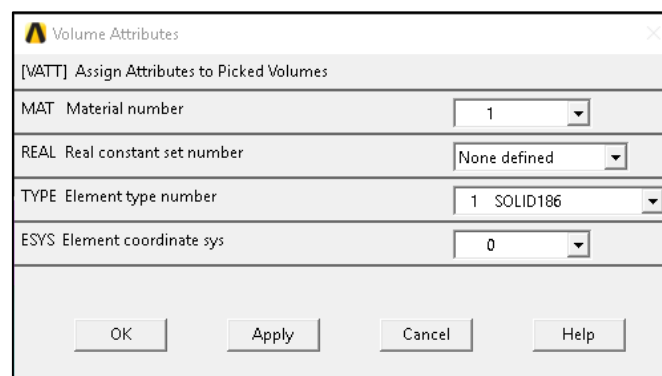


Figura 12. Asignación del tipo de material y tipo de elemento a los volúmenes del modelo.

### Definición del mallado

Se define el tipo de elemento con el que se va a mallar la pieza, todos los volúmenes se han mallado con el mismo tipo de elemento, el cual se ha utilizado en todas las simulaciones. El tipo de elemento utilizado ha sido **tetraédrico y Solid - 20node186**. Se ha utilizado un elemento tetraédrico ya que los elementos tetraédricos son los que mejor reconstruyen volúmenes complejos e irregulares. El tipo de elemento Solid – 20node186 añade un nodo en las aristas de los elementos, permitiendo que se curven, consiguiendo así posibilidades de deformación más parecidas a la real.

Después de asignar las propiedades a cada componente de la prótesis se procede al mallado del volumen. El tamaño de los elementos del mallado ha sido la herramienta básica con la que se ha trabajado para obtener unos resultados lo más cercanos a la solución real posible. En el apartado “ESTUDIO” desarrollo con detalle cómo se ha procedido en cada simulación y en “Limitaciones de Método” explico por qué ha sido necesario proceder de esta manera.

### *Definición de contactos y aplicación restricciones y cargas*

Una vez se tiene el modelo mallado se procede a la definición del par de contacto y la aplicación de fuerzas y condiciones de contorno. El par de contacto es necesario para definir la interacción entre la esfera del modelo y el área superior del inserto de polietileno, consiguiendo así que la fuerza aplicada desde la esfera se transmita correctamente al componente del inserto. Para ello, se debe reducir la penetración del volumen de la esfera en el inserto al definir el par de contacto. El área superior del componente INSERTO será la “target surface” y la ESFERA jugará el papel de “contact surface”.

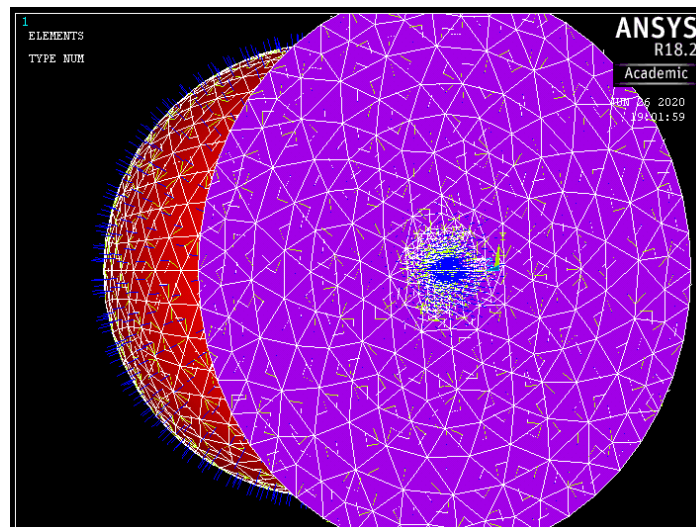


Figura 13. Generación de par de contacto

Llegados a este punto solo falta definir las condiciones de contorno y aplicar las fuerzas que actúen en el modelo.

Respecto a las condiciones de contorno, se limita el movimiento en dos áreas. En el área inferior del modelo, sea el área inferior del platillo, o la del inserto en el modelo en el que no hay platillo, se restringe el movimiento en todas las direcciones. La segunda área en la que se debe restringir el movimiento es el área de la esfera, en la que se limitará el movimiento en los ejes perpendiculares a la dirección de la aplicación de la fuerza, dejando libre el movimiento de la esfera para que se produzca correctamente el contacto.

Como ya se ha comentado, la fuerza aplicada ha sido de un valor de 1000N. Esta fuerza ha sido aplicada, para que la transmisión fuera optima, en el punto perteneciente a la esfera donde se produce el contacto entre ESFERA e INSERTO.

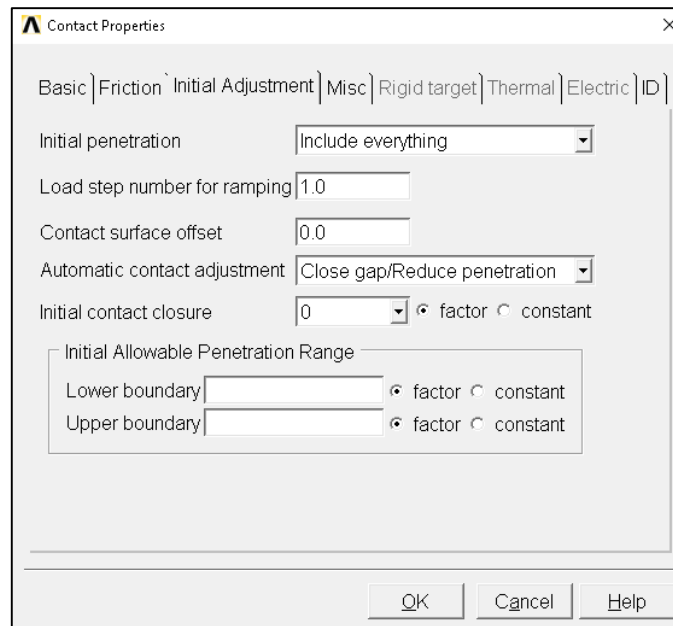


Figura 14. Reducción de la penetración del área de contacto sobre el área "target" del inserto de polietileno.

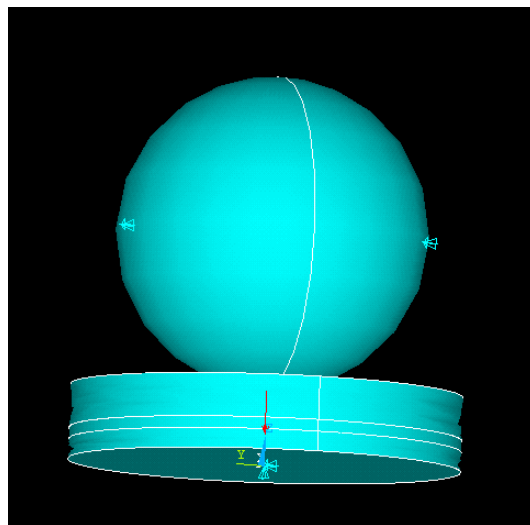


Figura 15. Aplicación de condiciones de contorno y fuerza.

### *Solución del modelo*

Una vez concluido todo el ejercicio a resolver, se procede a realizar la solución. Para obtener la solución que se desea, se necesita que el cálculo tenga las siguientes características:

- Large displacement Static: Esto es necesario por la diferencia de módulo elástico entre los componentes en el contacto. Debido sobre todo a que el inserto tiene

un Módulo de Young muy bajo lo que convierte al problema en un problema de grandes deformaciones (Large Displacement Solutions – Pressure Vessel Engineering без дата).

- Number of substeps: Este es el número de pasos de carga en los que el programa llegará a la solución. Es necesario dividir el problema en varios pasos de carga cuando se utilizan la opción de “Large displacement”. Se dividirá la carga en tantos substeps como se indique.
- Basic quantities: Con esto, lo único que se pretende es liberar al ordenador de almacenamiento innecesario de información, ya que trabajaremos exclusivamente con las tensiones obtenidas en los elementos.

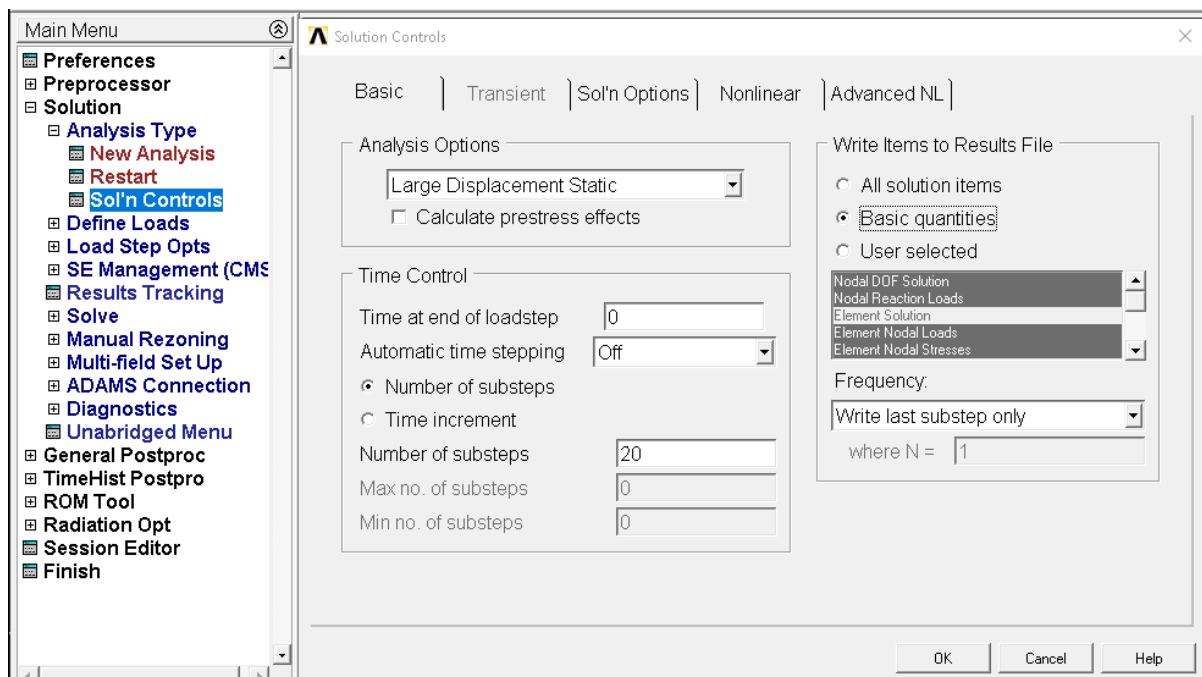


Figura 16. Controles de la solución.

### *Elección de los resultados*

Una vez solucionado el problema, se analizan los resultados obtenidos. Para ello se seleccionan el inserto, y de este los elementos que lo forman. De entre todos los resultados que proporciona el programa, el estudio se centra en las tensiones que se obtienen en los elementos del inserto. Para que el análisis de la distribución de tensiones en el inserto de polietileno quede completo se trabajará con la tensión de von Mises; las tensiones en los ejes X, Y, Z; las tensiones tangenciales  $T_{xy}$ ,  $T_{yz}$  y  $T_{xz}$ , y las tensiones principales.

En el análisis se utilizará el Criterio de von Mises para estudiar del fallo elástico. El material falla, si la tensión de Von Mises iguala o supera al límite elástico.

Para definir el estado tensional en un punto infinitesimal de un material, se ha de dar el valor de la tensión en un sistema de ejes perpendiculares y sus correspondientes tensiones tangenciales. De entre todos los infinitos sistemas de ejes que pueden definir un punto, existe uno en el que las tensiones tangenciales son nulas, y el sistema queda definido por las tensiones en los ejes del nuevo sistema. Este sistema en el que se define el estado tensional a través de las tres tensiones normales ( $X'$ ,  $Y'$  y  $Z'$ ), es el que define las tensiones principales.

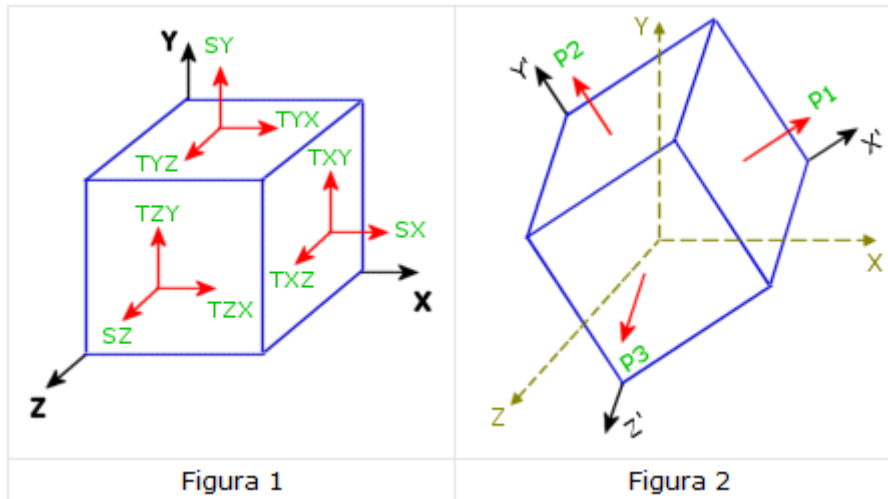


Figura 17. . Figura 1. Estado tensional en XYZ. Figura 2. Estado tensional en X'Y'Z', tensiones principales. (Dassaluy Systemes)

La tensión de Von Mises resulta fácil de obtener una vez se tienen las tensiones principales:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (12)$$

## CAPITULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1 ESTUDIO DE CONVERGENCIA.

Debido a las limitaciones asociadas a la licencia de ANSYS Educacional, la cual tiene limitados el número de grados de libertad que se pueden usar y con el objetivo de encontrar una solución lo más próxima a la solución real, se ha considerado totalmente necesario realizar un estudio de convergencia de la solución.

Para realizar el estudio de convergencia, se ha tomado el modelo más simple de los tres con los que se ha trabajado, el **Modelo 1**. Fijando el valor del espesor del inserto de polietileno en 14mm se ha realizado la simulación disminuyendo el tamaño de los elementos de la malla.

Para todas las simulaciones se ha creado la malla con el elemento más fino inicial que te permite el programa. Una vez todo el volumen ha quedado dividido en elementos de un tamaño similar, se han refinado los elementos más cercanos al punto de contacto, donde se encuentra la solución que se busca en este estudio. Este refinamiento ha sido la variable utilizada para realizar el estudio de convergencia. Se ha realizado el refinamiento más suave que permite el programa, indicado con el número 1 en la tabla. A partir de ahí, utilizando círculos concéntricos se ha repetido el refinamiento hasta 4 veces, indicado con el número de unos en la tabla, consiguiendo cada vez un mayor número de elementos y una solución más precisa.

El programa llega a la solución a través de un número de subpasos o iteraciones. Todo el proyecto se ha realizado con 20 subpasos, pero en este estudio de convergencia se ha querido ver también cuánto variaba la solución al aumentar el número de subpasos.

Los valores que indica la tabla 3 son los valores máximos para cada tensión en el inserto de polietileno.

Tabla 3. Estudio de convergencia (Modelo 1. Espesor de INSERTO 14mm)

ESPESOR	REF.ES	REF.INS	SUBPASOS	Von Mises	EJE X	EJE Y	EJE Z	P1	P2	P3
14mm	1	1	20	15,69	43,12	42,86	58,62	42,8	43,14	58,66
14mm	11	11	20	12,85	53,09	54,6	64,17	53,03	54,62	64,22
14mm	111	111	20	20,38	65,92	65,97	80,82	62,16	66,26	84,29
14mm	1111	1111	20 (MALLADO 1)	216,76	259,49	323,5	407,72	254,77	261,23	474,7
14mm	1111	1111	20 (MALLADO 2)	171,31	206,6	234,24	338,19	198,23	207,03	373,77
14mm	1111	1111	30 (MALLADO 2)	171,53	206,952	234,92	338,54	198,63	207,38	374,,4
14mm	11111	11111	20	-	-	-	-	-	-	-

De los resultados del estudio de convergencia se pueden sacar múltiples conclusiones que ayudarán a la hora de discutir los resultados de nuestro trabajo.



En primer lugar, se observa como el número y tamaño de los elementos con los que se produce el mallado son de gran importancia. La diferencia obtenida entre las tensiones de los modelos refinados (1111) y las de los demás es muy amplia, obteniéndose valores entorno diez veces superiores a los obtenidos con refinamientos más bastos. Además, en el MALLADO 1, aunque el tamaño de los elementos más pequeños conseguidos era igual al de los elementos más pequeños del MALLADO 2, el número de elementos de menor tamaño era mayor, dando unos resultados entorno a un 50% superiores a los obtenidos con el MALLADO 1. Esta diferencia supone una enorme limitación, al realizar el estudio de los diferentes grosores. Las diferencias entre los resultados obtenidos al variar en 2mm el espesor de inserto, son menores que el error que produce la generación de un número variable de elementos. Esto hace que los resultados se solapen y se obtengan curvas con tendencias poco definidas.

Respecto al número de subpasos, se ve en la tabla como al realizar el estudio con 20 subpasos, la solución es muy próxima a la solución al aumentar en 10 subpasos la aplicación de la carga con el mismo mallado, la diferencia es cerca de un 0.1%. Es decir, insignificante para nuestro estudio. Como computacionalmente es más rápido llegar a la solución con 20 subpasos, todo el estudio ha sido realizado con 20 subpasos.

De las limitaciones comentadas anteriormente, afecta especialmente a nuestro estudio de convergencia el hecho de que un refinamiento superior a (1111) lleve a una solución que no converja. Por la propia tendencia del estudio de convergencia, la solución real se podría decir que se encuentra por encima de la obtenida en la simulación con el refinamiento (1111), pero es imposible saber lo cerca o lejos que se encuentra de la solución obtenida en el estudio, ya que no se puede generar elementos más pequeños en la zona donde se obtiene la máxima tensión. Es por esto que el valor más cercano a la solución real que se puede proporcionar es el obtenido en las simulaciones con un refinamiento (1111).

## 3.2. ANALISIS DE TENSIONES EN FUNCIÓN DEL ESPESOR

Como se ha visto, al realizar las simulaciones con un refinamiento nivel (1111) la variación de la solución, en función del número de elementos generados es muy amplia y proporciona valores que bien pueden solaparse con los valores de otros espesores. Por estos motivos, y apoyándome en las conclusiones sacadas del estudio de convergencia, se ha decidido resolver el problema refinando el inserto con un nivel de refinamiento (11) para asegurar la convergencia de todas las simulaciones llevadas a cabo, de esta forma se ha conseguido refinar de manera homogénea el volumen completo de cada inserto, a la vez que el tamaño de elemento generado ha sido el mismo para todos los espesores y el número de elementos proporcional al volumen.

Una vez obtenida la tendencia de las curvas con un refinamiento de nivel (11), haciendo un estudio lo más homogéneo posible en todas las muestras, se ha el mismo problema refinando, esta vez, con un nivel de refinamiento (1111) para los modelos 1 y 2, y un refinamiento (111) para el MODELO 3, ya que, al refinar una cuarta vez, se superaban el número máximo de elementos permitidos en la mayoría de espesores. Esto se ha hecho para obtener el

valor más cercano, que permite la licencia y sus limitaciones ya comentadas, a la solución real de nuestro problema.

En resumen, se han llevado a cabo dos estudios para cada modelo. Para el MODELO 1 y el MODELO 2, un primero estudio con un refinamiento, homogéneo en el componente INSERTO, de nivel (11) para obtener la tendencia de las curvas tensión-espesor, y un segundo estudio de refinamiento de nivel (1111) en la zona de contacto para alcanzar el valor más cercano posible a la solución real. Para el MODELO 3, el primer estudio ha sido igual que en los modelos anteriores, con un refinamiento nivel (11), mientras que el segundo estudio, y por limitaciones relacionadas con el número de elementos ha sido necesario realizarlo con un refinamiento nivel (111). Las siguientes tablas y gráficas muestran los resultados obtenidos.

MODELO 1.  
REFINADO (11)

Tabla 4. Resultados del estudio en el MODELO 1 con refinamiento (11).

ESPESOR	von Mises	SX	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
4	17,48	46,96	46,3	63,97	46,27	46,9	64,05	0,96	8,04	7,84
6	14,87	58,62	58,58	71,82	58,36	58,72	71,96	0,75	6,82	6,14
8	12,59	55,98	56,79	68,91	55,86	56,9	68,93	0,77	4,69	5,77
10	11,65	58,52	59,12	70,26	58,4	59,12	70,4	0,84	5,44	5,52
12	12,62	62,01	62,81	74,71	61,89	62,81	74,82	0,86	5,8	6,24
14	12,7	52,81	54,32	63,87	52,76	54,33	63,91	1,04	6,17	6,47

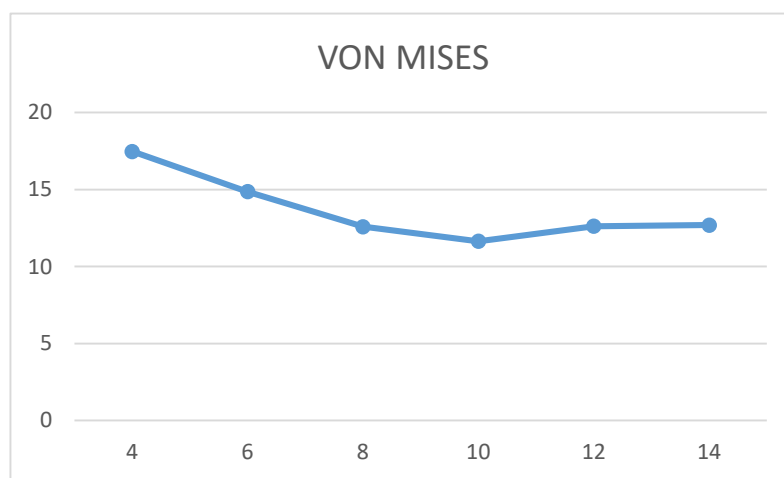


Figura 18. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

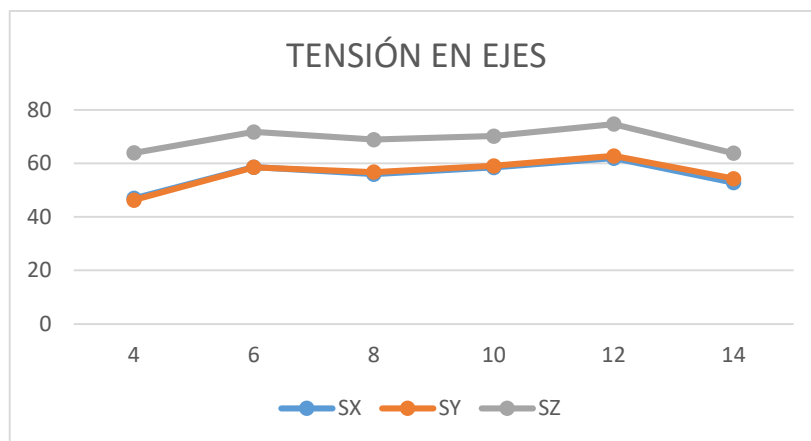


Figura 19. Tensiones en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

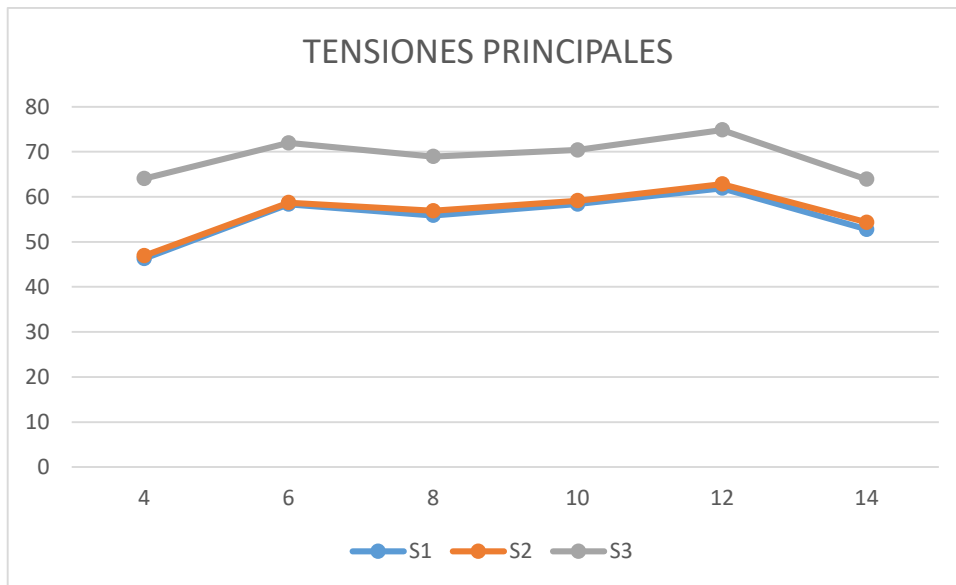


Figura 20. Tensiones en principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

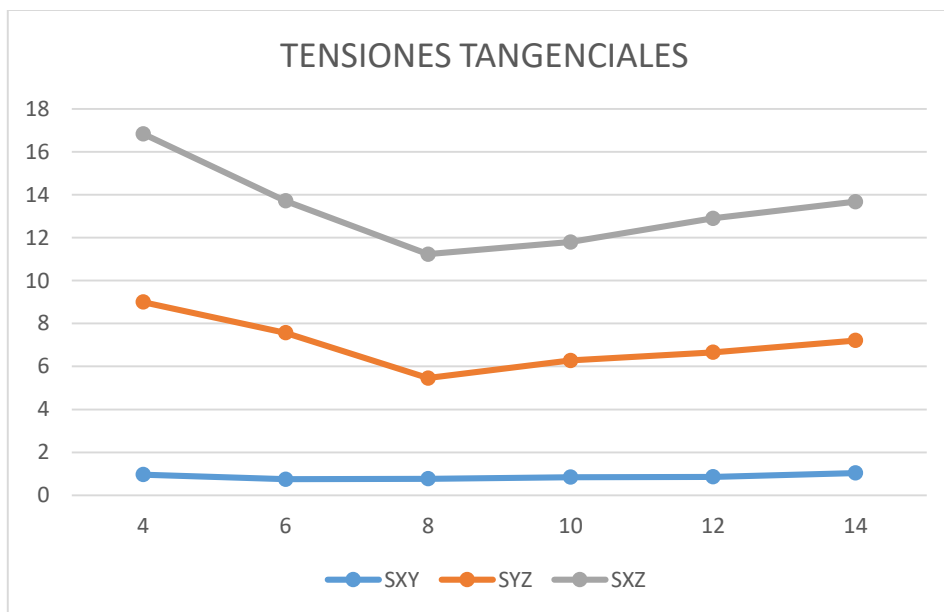


Figura 21. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

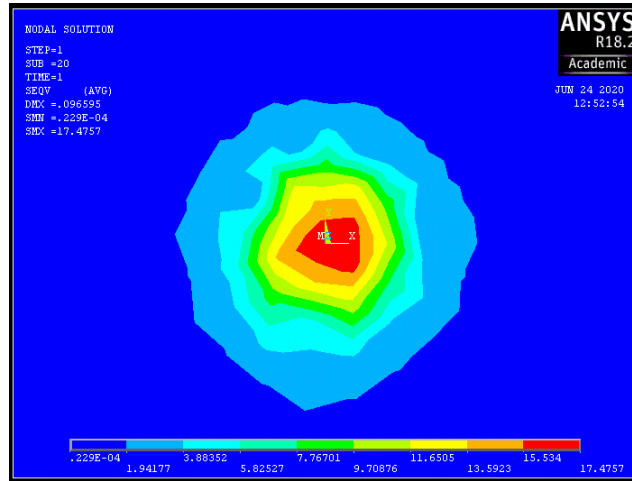


Figura 22. Tensión de von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 1. Refinamiento (11)

## REFINADO (1111)

Tabla 5. Resultados del estudio en el MODELO 1 con refinamiento (1111).

ESPESOR	Von Mises	SX	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
4	162,83	202,87	206,46	196,11	152,04	181,79	267,1	22,96	36,82	81,75
6	157,44	250,31	187,11	232,23	157,29	185,46	326,91	15,13	27,18	83,05
8	121,27	133,96	138	189,10	94,29	133,46	230,31	5,25	59,85	17,43
10	139,31	150,76	158,09	218,2	109,17	152,80	265,07	5,65	68,82	18,86
12	134,74	149,08	155,48	217,73	109,54	152,3	260,46	7,3	65,51	17,31
14	101,56	110,14	128,93	150,27	82,43	111,95	194,96	8,65	53,6	11,19

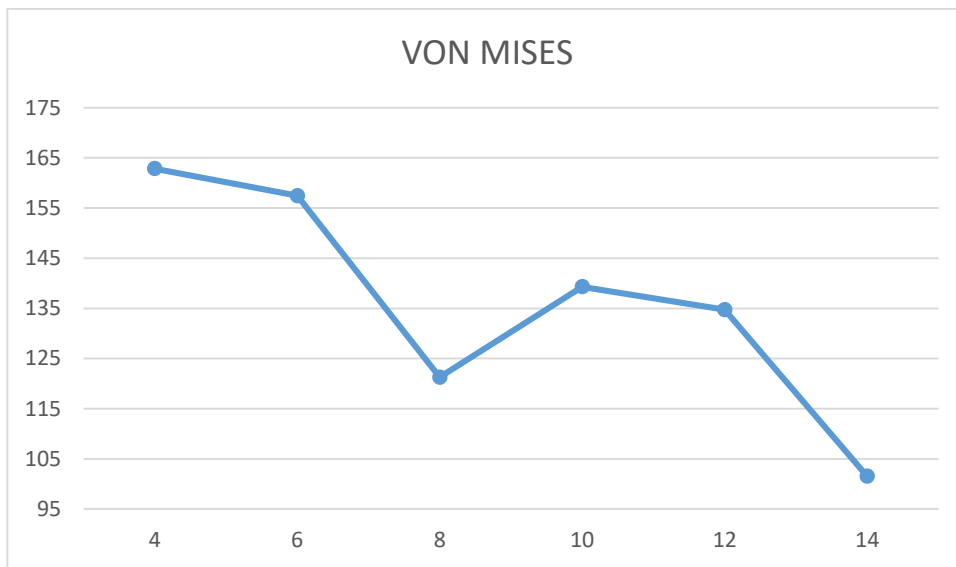


Figura 23. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

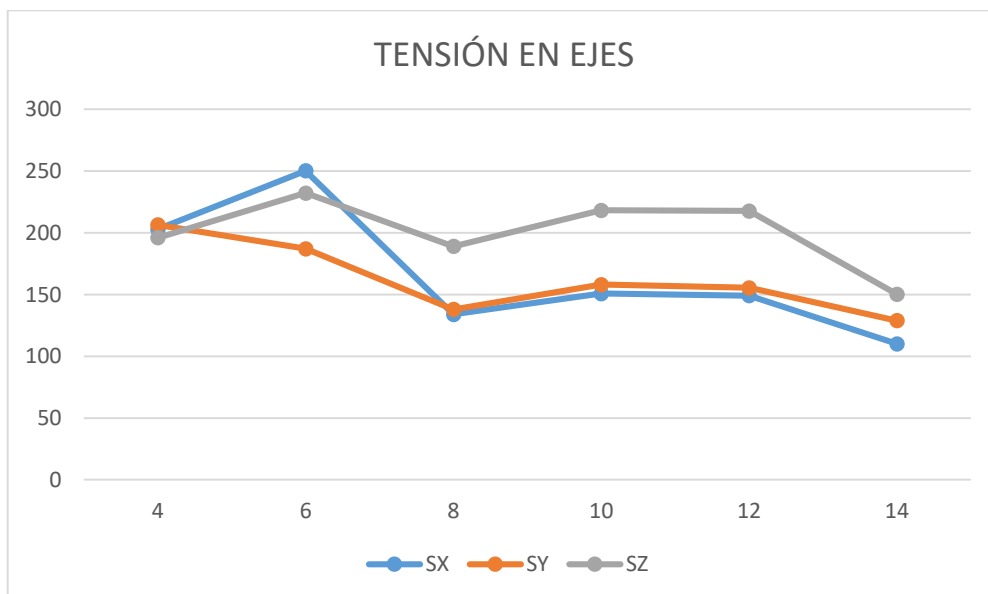


Figura 24. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

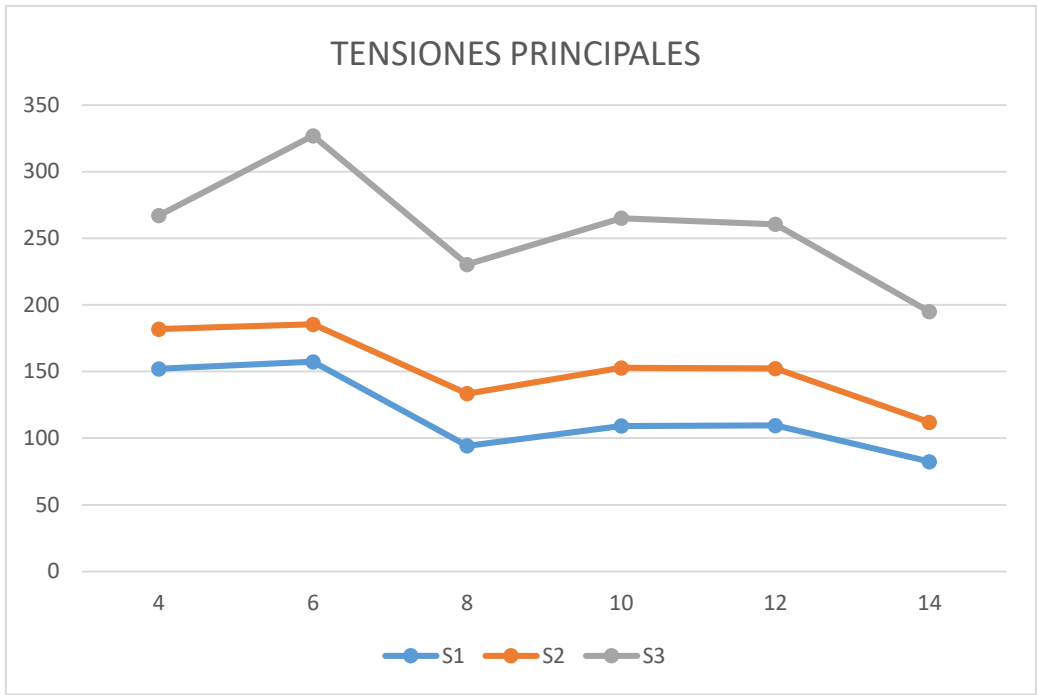


Figura 25. Tensiones principales en funci3n del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

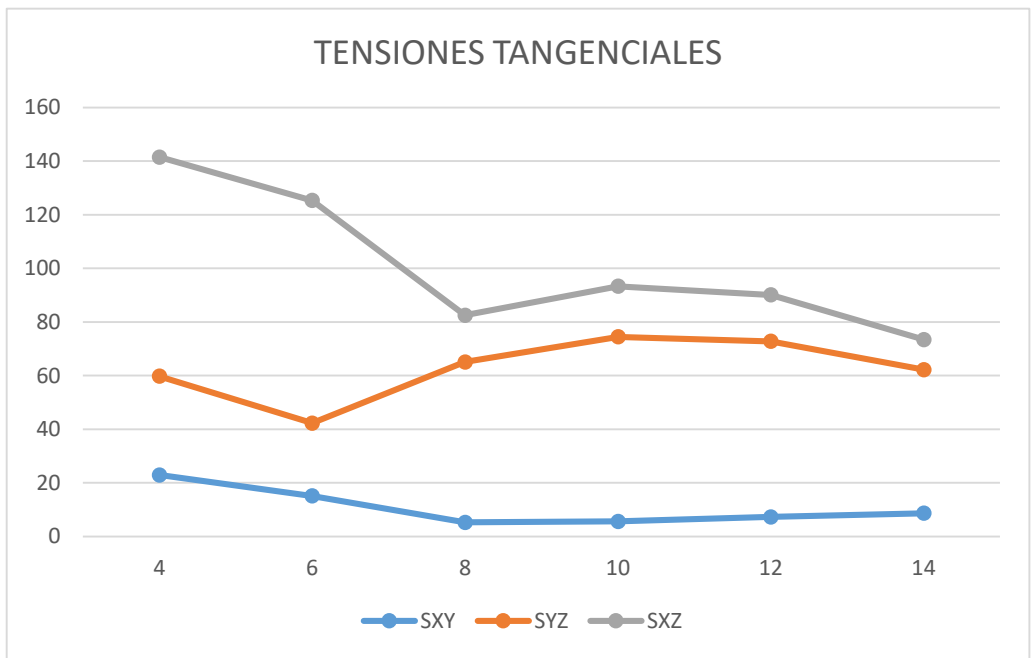


Figura 26. Tensiones tangenciales en funci3n del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

## Resultados Espesor 4mm. MODELO 1. Refinamiento (1111)

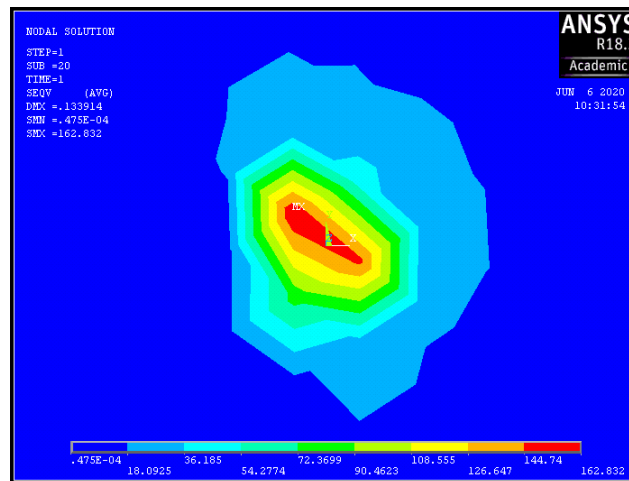


Figura 27. Tensión de von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 1. Refinamiento (1111)



## MODELO 2

### REFINADO (11)

Tabla 6. Resultados del estudio en el MODELO 2 con refinamiento (11).

ESPESOR	Von Mises	S X	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
4	19,95	55,45	55,78	74,79	55,03	55,69	75,3	0,99	7,92	5,8
6	13,62	52,24	52,06	64,26	51,94	52,36	64,27	0,57	5,43	5,4
8	11,86	56,09	56,45	67,48	56,06	56,4	67,5	0,75	4,57	4,7
10	11,3	62,41	63,01	73,59	61,92	63,26	73,83	0,75	4,13	5,93
12	12,95	60,53	61,3	73,22	60,45	61,3	73,29	0,9	6,24	5,4
14	14,28	55,58	57,36	64,94	55,39	57,5	64,99	0,88	7,1	7,17

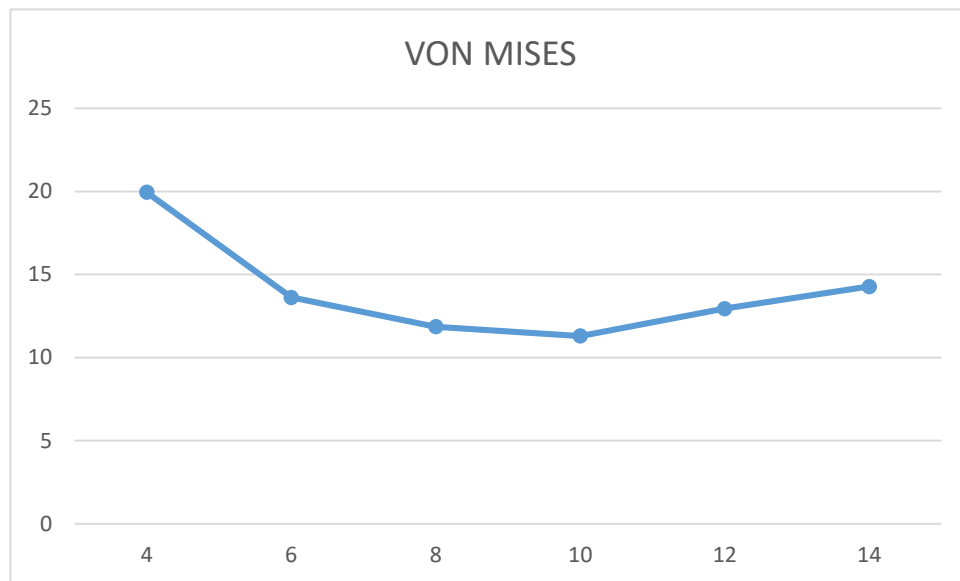


Figura 28. Tensión de Von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

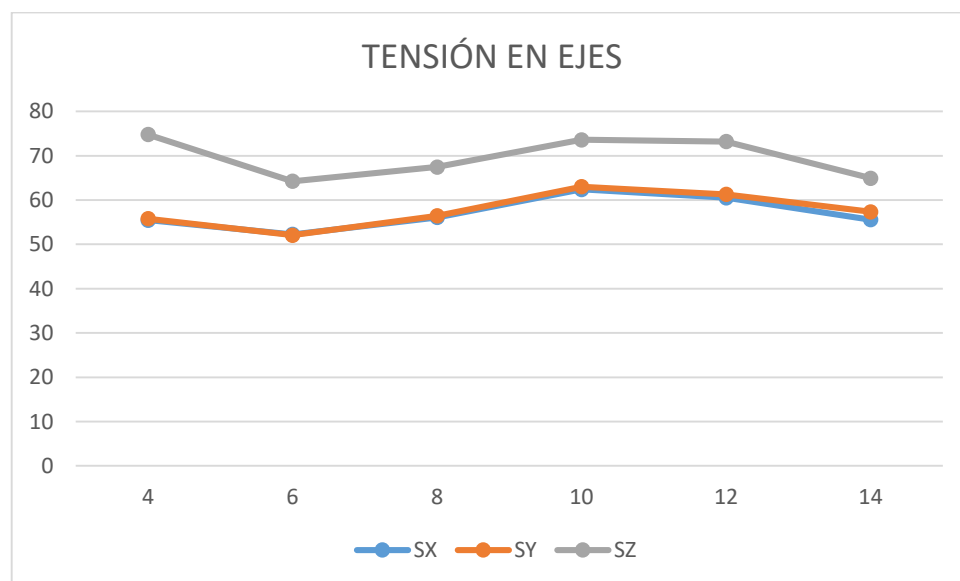


Figura 29. Tensiones en Ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

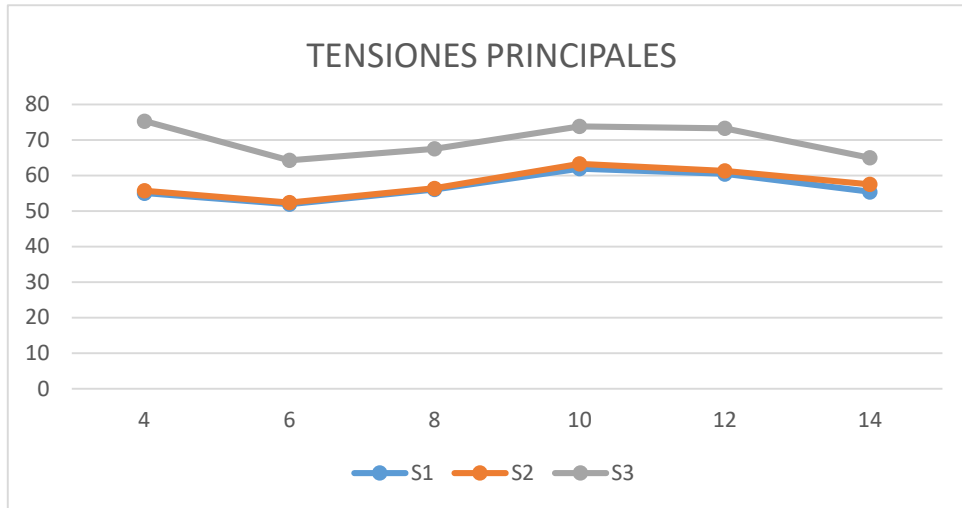


Figura 30. Tensiones principales en funci3n del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

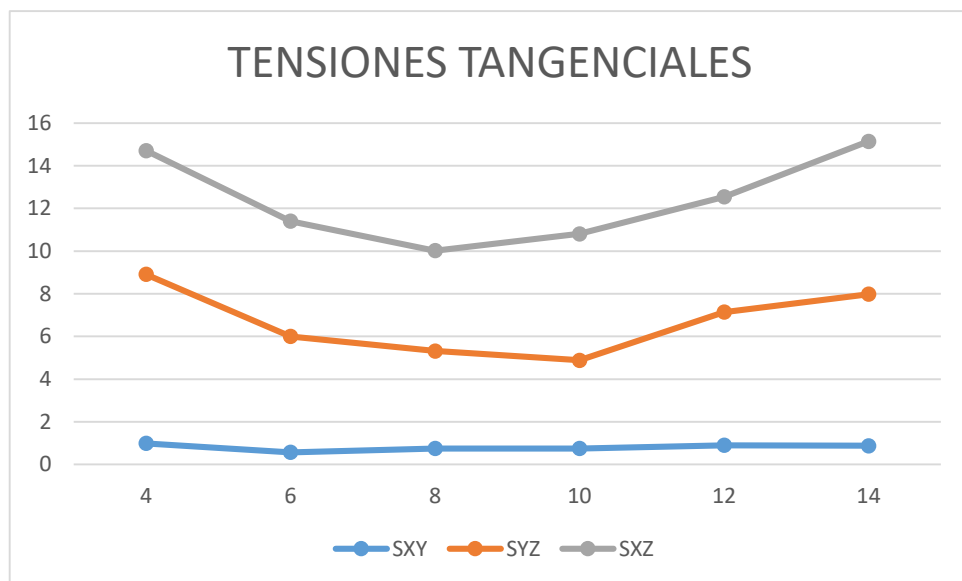


Figura 31. Tensiones tangenciales en funci3n del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

## Resultados Espesor 4mm. MODELO 2. Refinamiento (11)

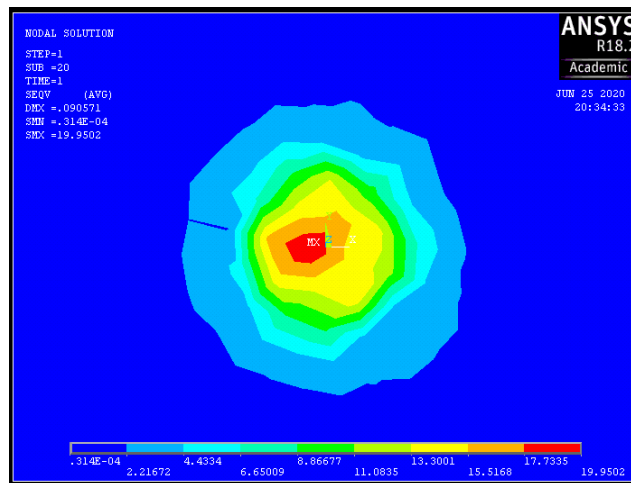


Figura 32. Tensión de Von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 2. Refinamiento (11)

## REFINADO (1111)

Tabla 7. Resultados del estudio en el MODELO 2 con refinamiento (1111).

ESPESOR	von Mises	SX	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
4	135,85	342,39	292,86	324,07	266,47	289,09	404	15,03	72,82	66,48
6	67,14	119,88	104,04	96,76	86,4	97,93	123,74	10,9	22,42	10,64
8	122,69	125,65	135,11	190,09	91,74	130,1	229,02	6,11	56,49	24,59
10	126,48	115,11	132,45	161,29	76,64	114,49	217,72	6,17	64,84	23,77
12	133,39	146,4	152,86	216,4	108	150,25	257,04	6,94	64,34	16,13
14	129,5	142,04	152,35	205,8	105,31	144,95	250	6,54	65,04	12,66

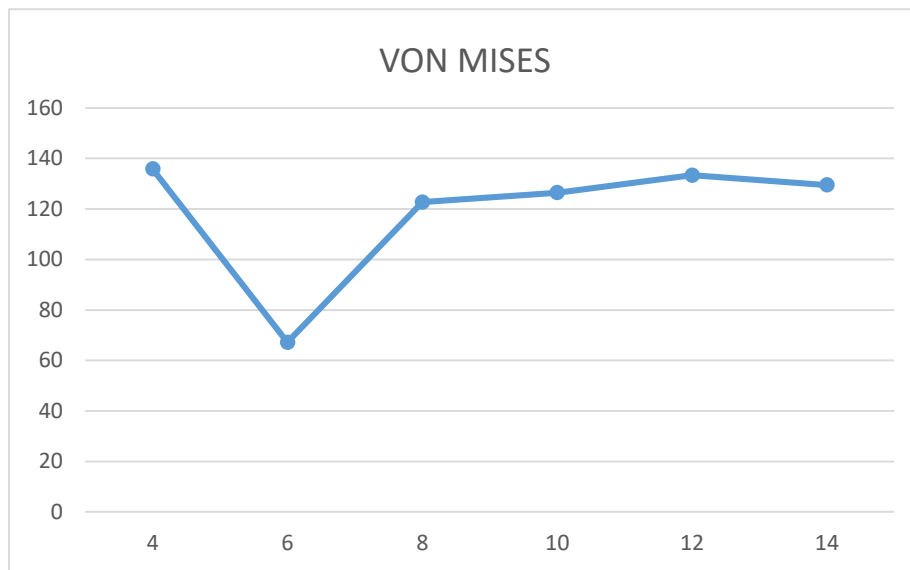


Figura 33. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

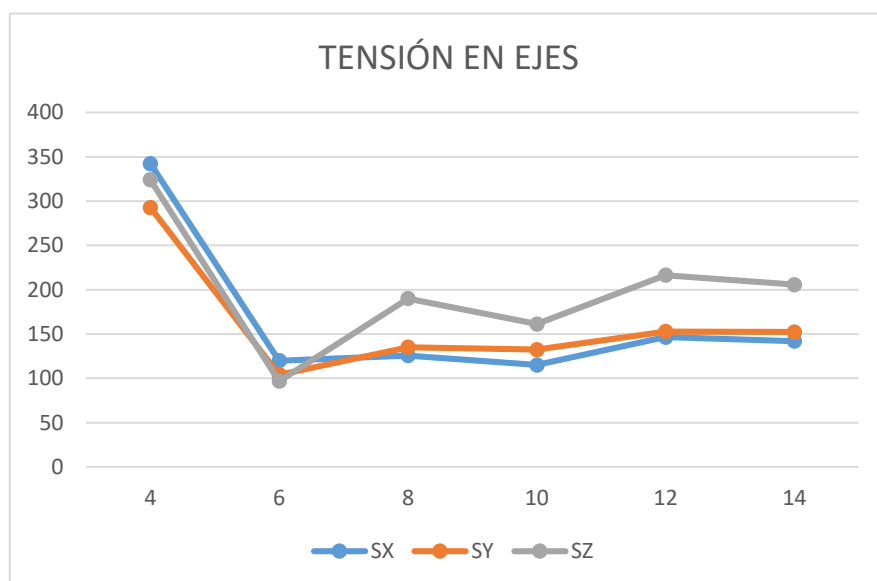


Figura 34. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

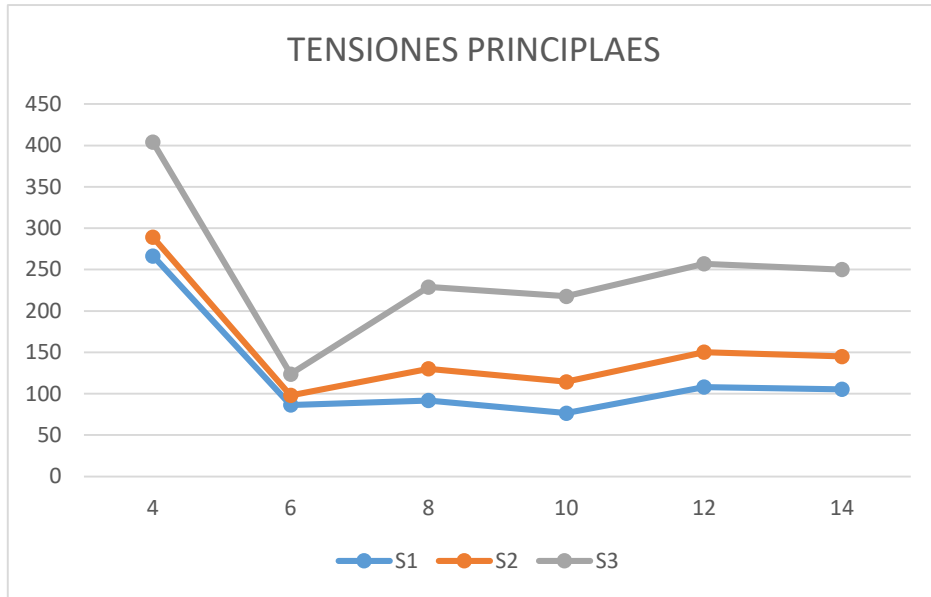


Figura 35. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm

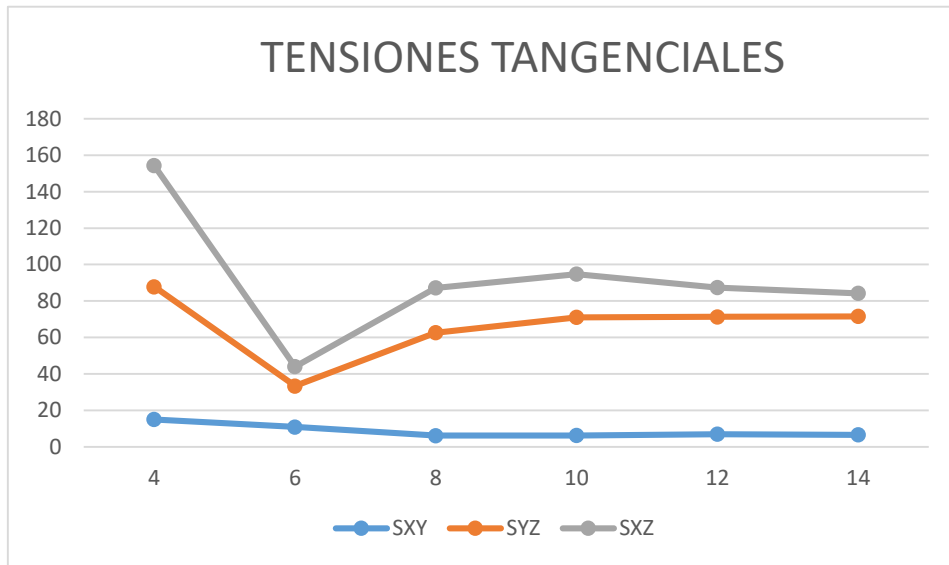


Figura 36. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

## Resultados Espesor 4mm. MODELO 2. Refinamiento (1111)

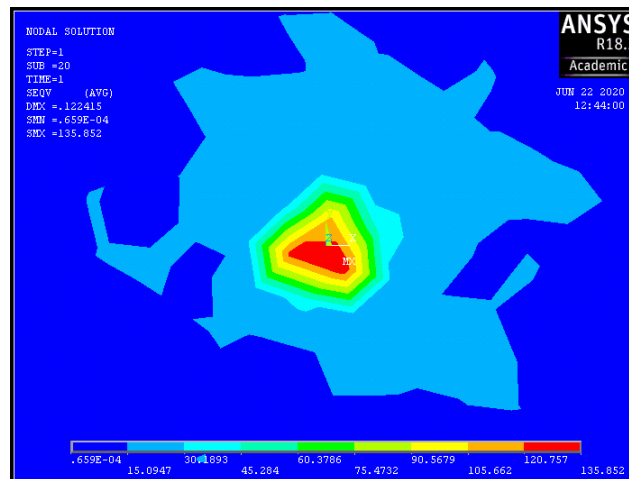


Figura 37. Tensión de von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 2. Refinamiento (1111)

# MODELO 3

## REFINADO (11)

Tabla 8. Resultados del estudio en el MODELO 3 con refinamiento (11).

ESPESOR	von Mises	SX	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
4	38,72	47,35	48,19	76,12	45,33	49,92	8,46	3,24	5,24	9,2
6	14,77	44,11	43,62	57	42,12	44,71	57,88	0,84	3,6	4,21
8	17,63	36,71	36,92	49,49	33,62	36,86	52,64	0,6	4,71	6,36
10	14,13	41,56	41,7	55,12	41,03	41,82	55,53	0,7	6,61	6,16
12	14,91	42,32	44,84	54,08	41,7	44,87	54,67	0,53	6,78	5,16
14	26,87	43,24	44,39	52,99	34,26	42,16	64,19	2,49	8,39	11,73

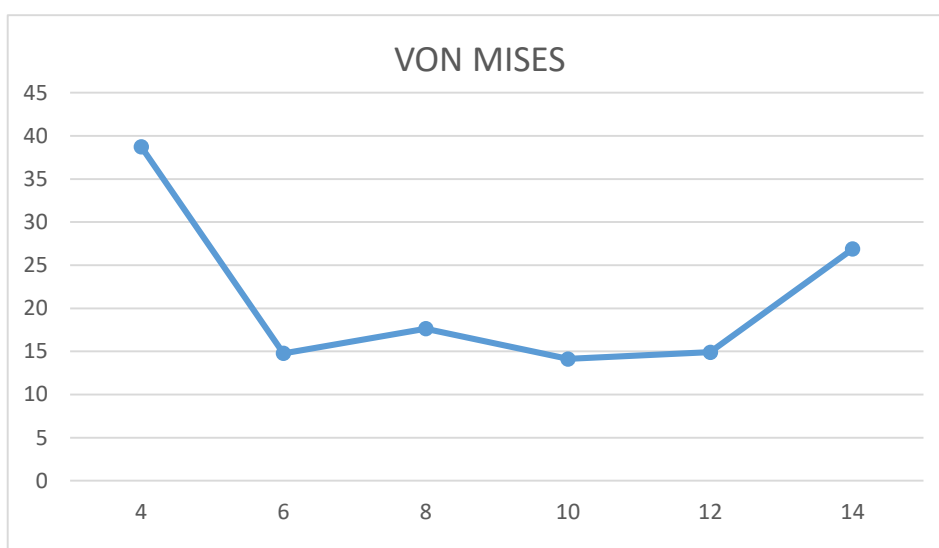


Figura 38. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

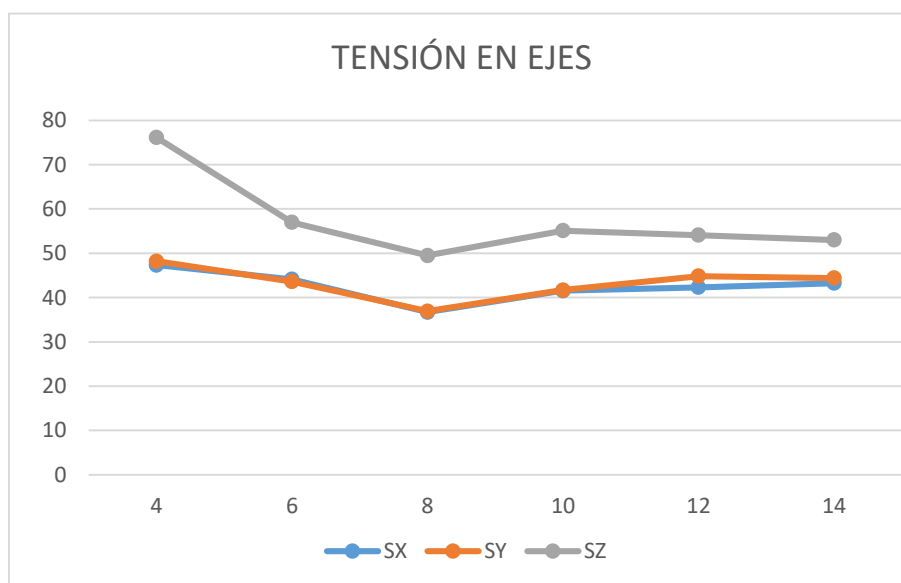


Figura 39. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

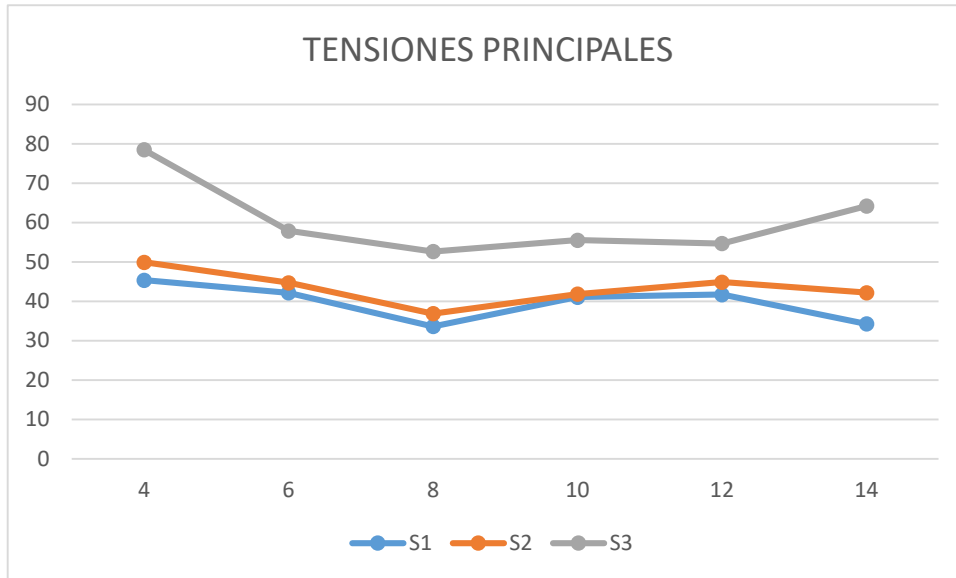


Figura 40. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

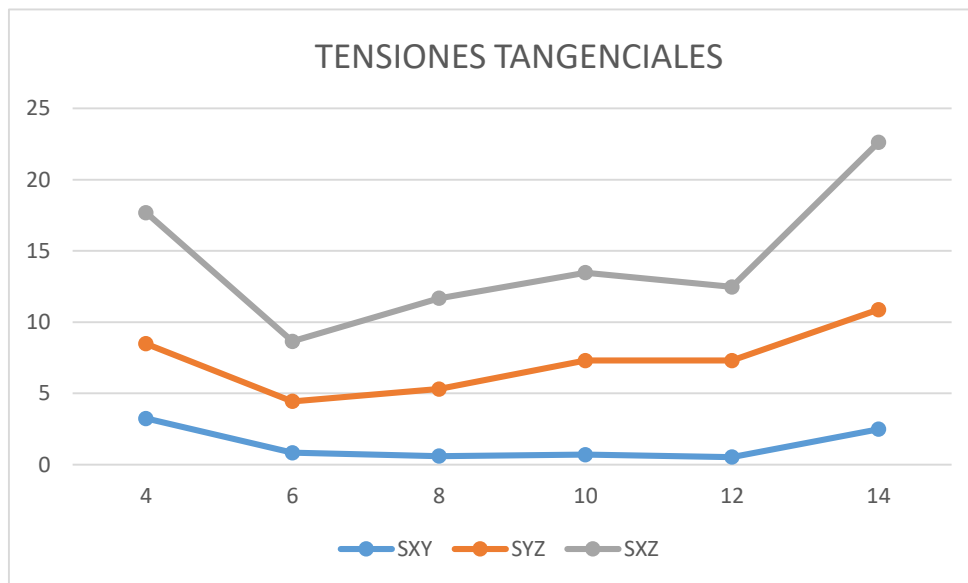


Figura 41. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.



## Resultados Espesor 4mm. MODELO 3. Refinamiento (11)

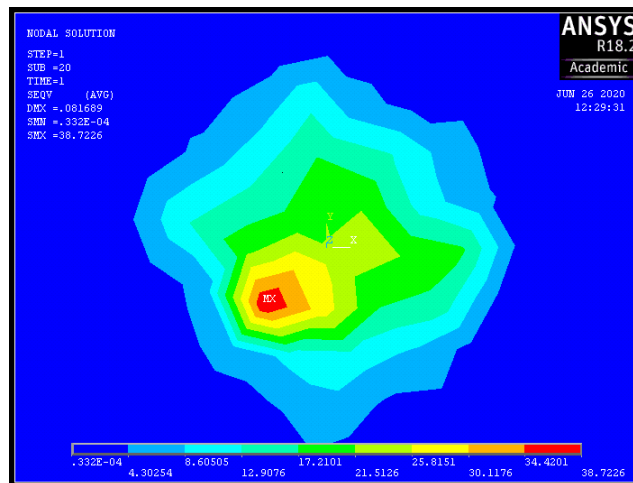


Figura 42. Tensión de Von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 3. Refinamiento (11)

## REFINADO (111)

Tabla 9. Resultados del estudio en el MODELO 3 con refinamiento (111).

ESPESOR	von Mises	SX	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
4										
6	49,9	100,91	102,52	131,58	90,25	100,33	144,42	4,54	12,68	20,08
8	45,78	82,87	81,14	95,04	68,64	79,99	115,38	1,96	17,01	18,66
10	18,68	71,4	71,56	83,92	67,36	71,7	87,82	1,45	6,77	7,93
12	17,16	71,7	71,61	83,06	67,87	71,87	86,63	1,55	5,8	7,28
14	11,71	67,7	67,91	75,63	64,9	69,04	77,3	1,6	6,35	5,66

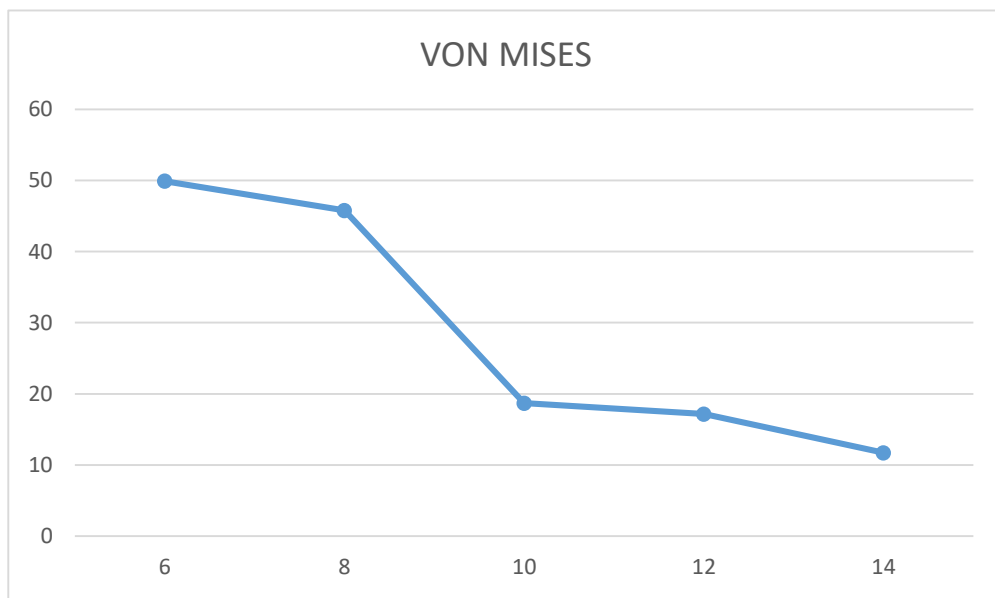


Figura 43. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

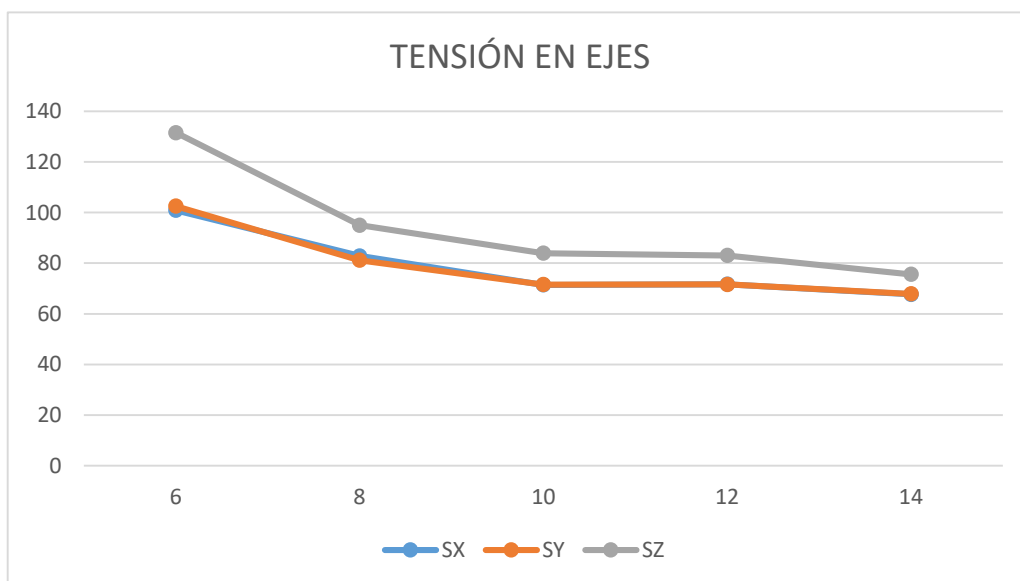


Figura 44. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

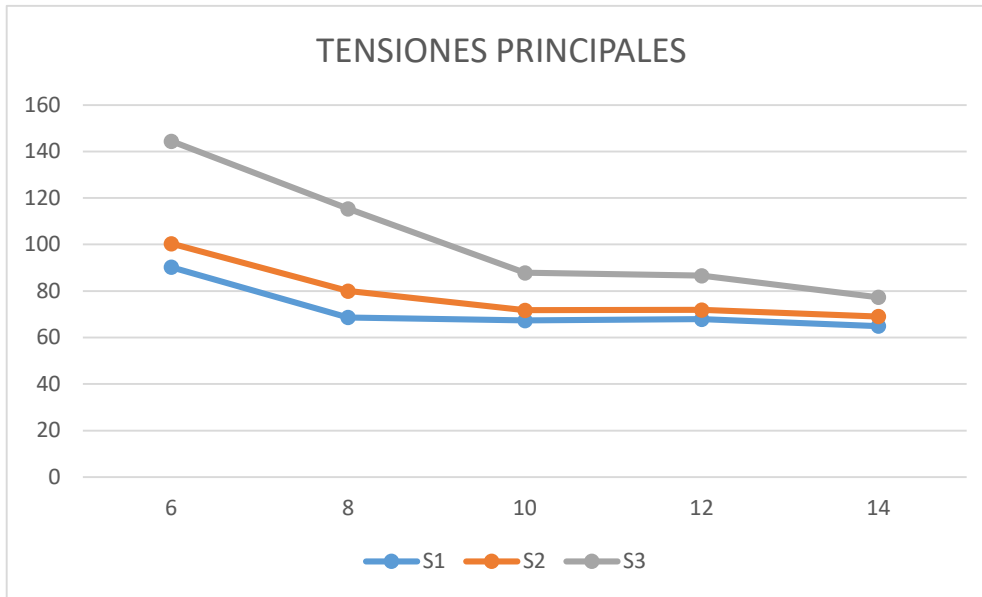


Figura 45. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

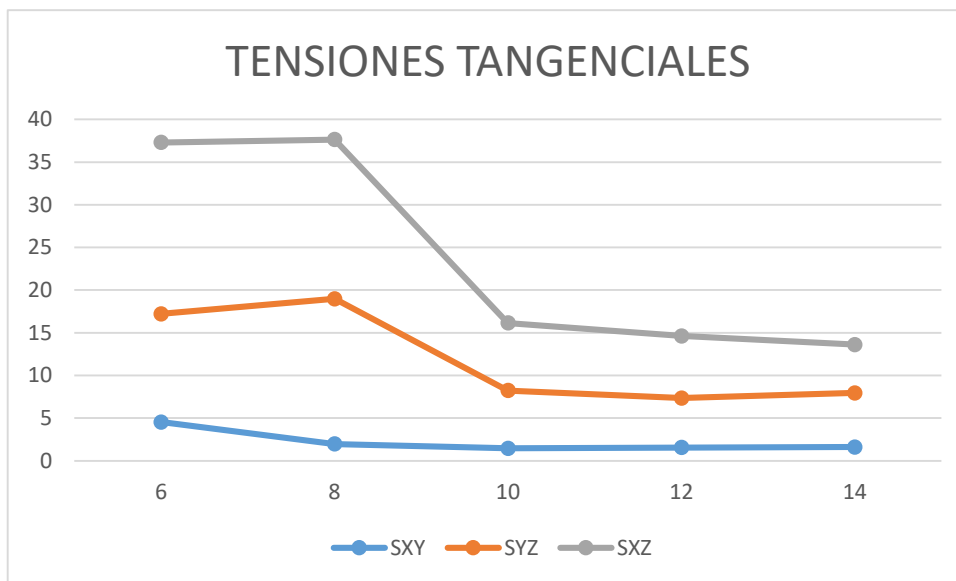


Figura 46. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm.

Adicionalmente, y como única excepción en la que se ha logrado un refinamiento (1111) para el MODELO 3, se añaden los resultados obtenidos para el inserto de 14mm.

ESPESOR	VONMISES	S X	SY	SZ	S1	S2	S3	SXY	SYZ	SXZ
14	279,41	632,82	635,27	775,97	547,27	636,42	860,78	10,54	91,94	138,39

Estos resultados servirán para orientar la discusión e indicar que valores se llegan a alcanzar en el MODELO 3.

## Resultados Espesor 6mm. MODELO 3. Refinamiento (111)

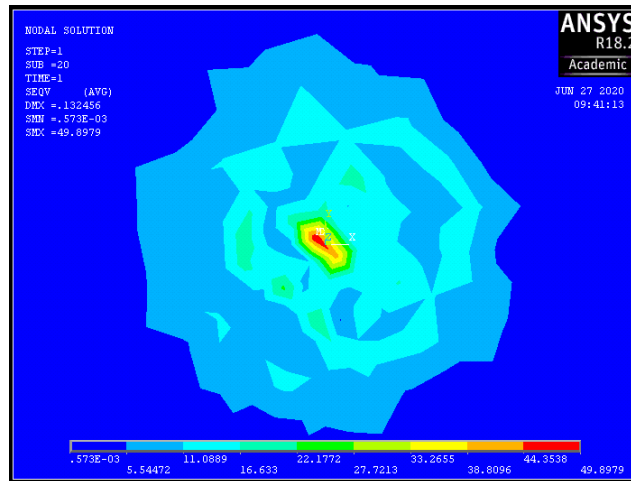


Figura 47. Tensión de Von Mises. Espesor del INSERTO 6mm. MODELO 3. Refinamiento (111)

### 3.3 DISCUSIÓN

Comparando los resultados obtenidos en los modelos al aplicar un refinado (11), con los obtenidos para los mismos modelos con un refinado superior, de (1111) para los modelos 1 y 2, y de (111) para el MODELO 3, se observa, tal y como se había predicho, una gran diferencia entre los valores de las tensiones.

Como se refleja en el estudio de convergencia, al comparar la tensión de von Mises para cada tipo de refinamiento, se llega a la siguiente conclusión. El valor de la tensión de von Mises para el refinamiento (1111) resulta diez veces superior al obtenido para el refinamiento (11). Por todo esto, y respecto a la tensión de von Mises, se puede decir que la tendencia al variar el espesor es la obtenida en los ensayos con un refinamiento (11), aumentando a medida que aumentamos el espesor del componente INSERTO, y el valor de la misma, será aproximadamente diez veces el obtenido en dicho ensayo. Por las limitaciones del software, esta es la solución a la que se llega en el estudio. Por lo tanto, y siguiendo el criterio comentado, la tensión máxima de von Mises a la que se ha llegado en los ensayos ha estado en torno a los 300MPa. Para los valores obtenidos de la literatura, el límite elástico del UHMWPE es de 28000MPa. Por lo que, con los resultados obtenidos no podemos concluir que un espesor de 4mm lleve al fallo del implante.

Al comparar los ensayos realizados a los MODELOS 1 y 2, no se encuentran grandes diferencias en cuanto a las tensiones obtenidas. La geometría es muy similar y el mallado conseguido también lo es. Sin embargo, al comparar los resultados del MODELO 3 con un refinado (11), se observa como los valores aumentan entorno al doble respecto a los obtenidos en los MODELOS 1 y 2. Esto no se debe a un aumento real de la tensión, sino a la sensibilidad, observada en el criterio de convergencia, del valor de las tensiones con el número de elementos generados en el mallado. Ocurre así en el MODELO 3, debido a que el inserto se genera con dos cilindros, uno de espesor fijo de 3mm, encajado en el platillo tibial, y el otro de espesor variable, que se encuentra superpuesto. Al tratarse de dos volúmenes, el mallado, con el mismo refinado, genera más elementos.

Respecto a las tensiones tangenciales obtenidas, se observa cómo, del mismo modo que ocurre con el resto de tensiones, aumenta su valor al disminuir el espesor del inserto. Esto demuestra que el desgaste a largo plazo será mayor en los espesores más finos. Por este motivo se considera que no se deben utilizar espesores de poco espesor. Al menos deben ser de 6 mm como recomienda la literatura.

Como se ha explicado en el punto 3.1, la problemática debida al número de elementos generados en la malla provoca gran variabilidad en los resultados. Esto explica algunos artefactos que podemos observar en la Tabla 5. Resultados del estudio en el MODELO 1 con refinamiento (1111). y la Tabla 7. Resultados del estudio en el MODELO 2 con refinamiento (1111)., donde los valores para un espesor de 8 y 6mm respectivamente rompen la tendencia de la curva, dando valores muy por debajo de lo esperado.

En la curva de la Figura 38. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. encontramos un valor que bien podría tratarse de otro artefacto en el valor de la tensión para el espesor de 14mm. Este error podría venir del valor de la tensión principal 3, el cual presenta un valor bastante alejado del valor en el Eje Z, lo que no pasa en el

resto de simulaciones. Esto nos lleva a pensar que el valor real, en la simulación bien podría ser muy inferior, continuando con la tendencia descendente de la curva.

### 3.3 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Las limitaciones que nos hemos encontrado en este trabajo han sido muchas y de distinta índole. Las limitaciones técnicas, propias del software ANSYS y la licencia con la que se ha trabajado han sido las más relevantes a la hora de realizar los ensayos simulados.

Otra gran limitación que ha tenido que encarar la realización de este trabajo ha sido la generada por la situación actual generada por la pandemia del COVID-19. A 18 de Marzo de 2020 me encontraba volando de Buenos Aires a España, dando por finalizado un intercambio académico que apenas había comenzado. A principios de Abril se completaba mi rematriculación en la UPV, y comenzaba las asignaturas de la especialidad de Biomecánica. Los profesores adaptaron unas asignaturas, que ya estaban a punto de concluir, para que yo pudiera cursarlas. Por lo que estoy tremendamente agradecido. A mediados de mayo, con solo una asignatura por terminar, comenzábamos el presente trabajo. La limitación es clara, pero considero que se ha resuelto con una gran actitud por mi parte y sobre todo por una atención y disposición por parte de mi tutora, María José Rupérez que me gustaría destacar.

La geometría de los modelos simplificados, sin duda son una limitación a la hora de extrapolar los resultados al conjunto de prótesis de rodilla. Del mismo modo, supone una gran limitación el hecho de que se haya realizado un ensayo estático. La articulación de la rodilla se ve sometida, principalmente, a cargas repetitivas y, para demostrar correctamente la posibilidad de fallo de los modelos protésicos se suelen utilizar ensayos a fatiga, ensayos de desgaste, etc. Sin embargo, muchas son las situaciones de la vida cotidiana en las que el peso de la persona descansa sobre una sola pierna, o sobre las dos, de manera estática. De este modo, el análisis llevado a cabo busca conocer los valores de cargas que se ejercen sobre la prótesis en función del espesor, lo que también es útil a la hora de calcular el espesor de los componentes cuando se diseña una prótesis.

Durante todo el proceso de estudio, al realizar las diferentes simulaciones han ido surgiendo distintos problemas que han condicionado por completo el trabajo, cambiando el enfoque con el que comenzó el mismo, que consistía en hacer el estudio para un modelo simplificado de prótesis de rodilla y después realizar el mismo estudio para una geometría que simula un prótesis real, estudiando las mismas tensiones con las que se trabaja ahora.

La limitación en el número de nodos que permite la licencia utilizada, ha sido el principal problema con el que se ha tenido que lidiar. Como se ha visto en el estudio de convergencia, el estudio se aproxima a la solución a medida que se aumenta el número de elementos con los que se malla el volumen. Esta limitación, solo permite llegar a mallar de manera homogénea el volumen del inserto hasta un tamaño de elemento correspondiente a refinar dos veces el volumen con el refinando más suave posible. Este refinado no es suficiente para dar una solución, pero se ha utilizado para estudiar la tendencia de la curva tensión-grosor, ya que permite realizar un mallado muy similar en el inserto para cada espesor del mismo.

Cuando se quiere refinar con un tamaño de elemento menor, por el límite de elementos que permite la licencia, se debe hacer seleccionando de forma manual la zona que se quieren refinar, ya que se sobrepasa el límite si se hace en el total del volumen del inserto. Al proceder así, el número de elementos generados es variable, dependiendo de la zona seleccionada para refinar. Esto como se ha visto en el estudio de convergencia genera una variabilidad importante en los resultados, constituyendo el segundo problema al que se ha tenido que dar solución.

La última de las limitaciones que presenta el programa a la hora de buscar una solución trabajando con el refinamiento ha sido el obtenido en las simulaciones en las que se refinaba, cinco o más veces de nivel 1, alguna zona del inserto o la esfera, simulaciones en las que la solución no convergía. Esto se ve en el estudio de convergencia, en la última fila de la tabla.

## CAPITULO 4. CONCLUSIÓN

Como se observa en los resultados obtenidos del análisis del comportamiento mecánico de cada uno de los modelos, los valores máximos de tensión de Von Mises que soportan las prótesis se dan para el inserto de 4mm, pero no suponen un riesgo de fracaso determinante, teniendo en cuenta que el resultado obtenido puede encontrarse por debajo de la solución real debido a las limitaciones del programa. Pese a tener una calidad de malla limitada, al proceder como se ha explicado, los resultados son los esperados, aumentando la tensión conforme disminuye el espesor, y encontrándose por debajo del valor de límite elástico, pues los ensayos se han realizado introduciendo los materiales de los cuales se componen las prótesis que actualmente se encuentran en el mercado, y éstas pasan los ensayos normativos para ser validadas, por lo que presentan riesgo de fracaso mínimo por fluencia. Sin embargo, si se ha visto como las tensiones tangenciales aumentan al disminuir el grosor, lo que puede llevar al desgaste del inserto debido a las fuerzas de rozamiento, lo que llevaría al aflojamiento y al fracaso protésico si el grosor del inserto es menor de 6mm.

Del estudio realizado también se puede concluir que la diferencia de geometría de los modelos utilizados no genera una diferencia destacable en las tensiones obtenidas. Esto nos lleva a concluir que el uso del platillo tibial no varía considerablemente la tensión obtenida en el inserto. La variación del espesor del inserto de polietileno en las prótesis de rodilla, por los resultados del trabajo, se puede decir que es el principal factor, junto al peso del paciente, que determina las tensiones que se van a obtener en el mismo implante.

Como conclusión general del trabajo se puede decir que los modelos protésicos analizados presentan un comportamiento biomecánico que demuestra que la probabilidad de fallo por fluencia debido a una carga estática es muy baja. No obstante, hay que tener en cuenta que las condiciones reales en las que se encuentran las prótesis requieren, además, de ensayos de fatiga y estudios de comportamiento frente al desgaste para verificar su viabilidad. Es el profesional el que ha de valorar las condiciones de vida del paciente, y sus posibilidades de mejora por medio de un implante de rodilla, para seleccionar el diseño cuyas prestaciones se adapten mejor a las necesidades funcionales del paciente e incrementar su calidad de vida.



## CAPITULO 5. INDICE DE FIGURAS Y TABLAS

### 5.1 INDICE DE FIGURAS.

Figura 1. Ligamentos de la articulación de la rodilla (Lesión de Ligamentos Colaterales en la Rodilla без дата). .....	19
Figura 2.Ligamentos poplíteos (Articulaciones del Miembro Inferior без дата). .....	19
Figura 3.Prótesis no limitada (Productos para Cirugía Ortopédica y Traumatología   Surgival n.d.). .....	23
Figura 4. Prótesis semilimitada (Rodilla - Surgival без дата). .....	24
Figura 5. Ejemplo de prótesis no cementada. Prótesis de revisión (Rodilla Revisión - Surgival без дата). .....	25
Figura 6. Prótesis unicompartmental femoro-patelar (Arthrex - Reconstrucción unicompartmental de rodilla n.d.). .....	26
Figura 7.Ejemplo de prótesis unicompartmental femoro-tibial (Arthrex - Reconstrucción unicompartmental de rodilla n.d.) .....	26
Figura 8. Comparación prótesis unicompartmental (Izquierda) y prótesis tricompartmental (Derecha) (Prótesis de rodilla: todo lo que debe saber - MBA blog без дата). .....	27
Figura 9. Croquis del MODELO 3. Las medidas están en milímetros (mm).....	33
Figura 11. Componentes del modelo de inserto encajado en el platillo. ....	34
Figura 11. Pergar volúmenes en ANSYS para una correcta distribución de las tensiones.....	34
Figura 12. Asignación del tipo de material y tipo de elemento a los volúmenes del modelo. ....	35
Figura 13. Generación de par de contacto.....	36
Figura 14. Reducción de la penetración del área de contacto sobre el área "target" del inserto de polietileno. ....	37
Figura 15. Aplicación de condiciones de contorno y fuerza.....	37
Figura 16. Controles de la solución. ....	38
Figura 17. . Figura 1. Estado tensional en XYZ. Figura 2. Estado tensional en X'Y'Z', tensiones principales. (Dassaluy Systemes) .....	39
Figura 18. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	43
Figura 19. Tensiones en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	43
Figura 20. Tensiones en principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	44
Figura 21. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	44
Figura 22. Tensión de von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 1. Refinamiento (11) .	45
Figura 23. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	46
Figura 24. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	46
Figura 25. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	47

Figura 26. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 1 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	47
Figura 27. Tensión de von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 1. Refinamiento (1111) .....	48
Figura 28. Tensión de Von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	49
Figura 29. Tensiones en Ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	49
Figura 30. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	50
Figura 31. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	50
Figura 32. Tensión de Von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 2. Refinamiento (11) ..	51
Figura 33. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	52
Figura 34. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	52
Figura 35. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	53
Figura 36. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 2 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	53
Figura 37. Tensión de von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 2. Refinamiento (1111) .....	54
Figura 38. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	55
Figura 39. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	55
Figura 40. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	56
Figura 41. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	56
Figura 42. Tensión de Von Mises. Espesor del INSERTO 4mm. MODELO 3. Refinamiento (11) .	57
Figura 43. Tensión de von Mises en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	58
Figura 44. Tensión en ejes en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (11). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	58
Figura 45. Tensiones principales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	59
Figura 46. Tensiones tangenciales en función del espesor del inserto de polietileno para el MODELO 3 con un refinamiento (1111). Unidades del eje vertical MPa. Unidades del eje horizontal mm. ....	59

Figura 47. Tensión de Von Mises. Espesor del INSERTO 6mm. MODELO 3. Refinamiento (111)60

## 5.2 INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades mecánicas. ....	28
Tabla 2. Propiedades mecánicas introducidas en ANSYS. Módulo de Young, E, y coeficiente de Poisson, $\nu$ , de los materiales empleados. ....	35
Tabla 3. Estudio de convergencia (Modelo 1. Espesor de INSERTO 14mm) .....	40
Tabla 4. Resultados del estudio en el MODELO 1 con refinamiento (11). ....	43
Tabla 5. Resultados del estudio en el MODELO 1 con refinamiento (1111). ....	46
Tabla 6. Resultados del estudio en el MODELO 2 con refinamiento (11). ....	49
Tabla 7. Resultados del estudio en el MODELO 2 con refinamiento (1111). ....	52
Tabla 8. Resultados del estudio en el MODELO 3 con refinamiento (11). ....	55
Tabla 9. Resultados del estudio en el MODELO 3 con refinamiento (111). ....	58

## CAPITULO 6. BIBLIOGRAFÍA

- „Arthrex - Reconstrucción unicompartmental de rodilla“. <https://www.arthrex.com/es/arthrex/regeneracion-unicompartmental-de-rodilla> (28 Юни 2020).
- Articulaci, D E L A, и D E L A Rodilla. „1. anatomía y biomecánica de la rodilla“. : 13–29.
- „Articulaciones del Miembro Inferior“. <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo5.html> (28 Юни 2020).
- „Biomecánica: 2.6. Biomecánica de la rodilla“. <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164183> (02 Юли 2020).
- Busquets Net, R., L. Carrera Calderer, и J. Ramoneda Salas. 2003. „Indicaciones de la artroplastia total de cadera y rodilla“. *FMC - Formación Médica Continuada en Atención Primaria* 10(2): 77–88.
- Electrónica, Departamento De Tecnología. 2009. „Universidad Carlos III de Madrid Universidad Carlos III de Madrid Vg f“. : 126–28.
- Grado, Trabajo F I N D E. 2014. „“Cuidados De Enfermería En El Postoperatorio De Una Artroplastia Total De Rodilla”“.
- Greco, Nicholas J. и съавт. 2018. „“Thicker” Polyethylene Bearings Are Not Associated With Higher Failure Rates in Primary Total Knee Arthroplasty“. *Journal of Arthroplasty* 33(9): 2810–14. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.04.026>.
- Hernáiz-Alzamora, Anna. 2014. „Antropometría de los ligamentos cruzados de la rodilla. Estudio por rmn“. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=211531&info=resumen&idioma=SPA> (02 Юли 2020).
- J. Beltrán Fabregat, M.A. Belmonte Serrano, J. Lerma Garrido. 2010. „Capítulo 21: Artrosis“. *Enfermedades reumáticas: Actualización SVR Sección de Reumatología. Hospital General Castellón*: 369–86.
- „Large Displacement Solutions – Pressure Vessel Engineering“. <https://www.pveng.com/large-displacement-solutions-post/> (30 Юни 2020).
- „Lesión de Ligamentos Colaterales en la Rodilla“. <https://drvilchez.mx/blog/14-rodilla/36-lesion-de-ligamentos-colaterales-en-la-rodilla> (28 Юни 2020).
- Martinez, Maria Rubio. 2017. „Escuela Técnica Superior de Ingeniería Distribución y representación de tensiones tangenciales en secciones cerradas de pared delgada multicelulares con la ayuda del programa de elementos finitos ANSYS“. : 131.
- Mediante, Análisis и съавт. *FACULTAD DE INGENIERÍA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO*.
- „Método de los elementos finitos: ¿qué es?“ <https://www.esss.co/es/blog/metodo-de-los-elementos-finitos-que-es/> (28 Юни 2020).
- Obse, L A S. 2010. „español la“.
- Ojeda, C, AD Delgado, и F Macule. 2012. „Patología degenerativa de la rodilla. Artroplastia de rodilla“. *Cirugía Ortopédica y Traumatología*: 664–76.
- „Prótesis de rodilla: todo lo que debe saber - MBA blog“. <https://www.mba.eu/blog/protesis-de-rodilla-todo-lo-que-debe-saber/> (28 Юни 2020).
- Rivera-Martínez, Saulo L. 2013. „Universidad Nacional Autónoma De México“. : 4–6. [http://www.geocities.com/alaro2001/espanyol/historia\\_cast.htm](http://www.geocities.com/alaro2001/espanyol/historia_cast.htm). [http://www.epec.com.ar/PaginaOficial2/docs/.../fichaguerra\\_ctes.pdf](http://www.epec.com.ar/PaginaOficial2/docs/.../fichaguerra_ctes.pdf) <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/jspui/bitstream/132.248.52.100/1439/1/tesis.pdf>.
- „Rodilla - Surgival“. <https://www.surgival.com/portfolio-item/rodilla/> (28 Юни 2020).
- „Rodilla Revisión - Surgival“. <https://www.surgival.com/portfolio-item/rodilla-revision/> (28 Юни 2020).
- Rodríguez Martínez, Rafael и съавт. 2013. „Análisis numérico sobre esfuerzos y áreas de

- contacto en una PTR Scorpio II® Stryker®: Base para el diseño de PTR personalizada al fenotipo Mexicano". *Revista Colombiana de Biotecnología* 15(1): 28–41.
- Sánchez, M<sup>a</sup> Nuria. 2011. *Eficacia del tratamiento precoz de fisioterapia durante la fase de hospitalización en pacientes con artroplastia total de rodilla*. <http://hera.ugr.es/tesisugr/19956587.pdf>.
- Sanjuan Cerveró, R и съавт. 2005. „Biomecánica de la rodilla“. *Patol. apar. locomot. Fund. Mapfre Med*: 189–200.
- Scorpio Total Stabilizer Revision Knee System Surgical Protocol Scorpio® TS Single Axis Revision Knee System*.
- „Tecnologías de BIOMATERIALES - Centre d'innovació i Tecnologia. CIT - UPC“. <https://cit.upc.edu/es/destacados/biomateriales> (28 Юни 2020).
- „UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in ... - Google Libros“. [https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=-50t0rdc0BgC&oi=fnd&pg=PP1&dq=kurtz+2009+biomaterials&ots=\\_LvkqPkQAT&sig=Ac\\_pMsQx4Jrfzaa6OAe0ucYUJ0Y#v=onepage&q=kurtz+2009+biomaterials&f=false](https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=-50t0rdc0BgC&oi=fnd&pg=PP1&dq=kurtz+2009+biomaterials&ots=_LvkqPkQAT&sig=Ac_pMsQx4Jrfzaa6OAe0ucYUJ0Y#v=onepage&q=kurtz+2009+biomaterials&f=false) (29 Юни 2020).
- Weber, Andrew B., и Hayden G. Morris. 1996. „Thickness of tibial inserts in total knee arthroplasty“. *Journal of Arthroplasty* 11(7): 856–58.

# DOCUMENTO PRESUPUESTOS

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

En este documento se presenta el estudio económico del proyecto; para lo cual se requiere detallar algunas consideraciones iniciales a tener en cuenta para desarrollar el presupuesto.

Como mano de obra necesaria para el proyecto se emplea un estudiante del Grado en Ingeniería Biomédica, que tenga una condición de ingeniero biomédico *junior*, y un ingeniero tutor *senior*, encargado de la supervisión y tutorización del trabajo realizado por el ingeniero *junior*. Para calcular el coste por hora de cada uno de ellos se ha considerado una jornada de 40 horas semanales con un sueldo de 1200 € y 2500 €, respectivamente, por lo que el coste por hora para el ingeniero *junior* sería de 7,5 €/h y para el ingeniero *senior* de 15,625 €.

Para los costes vinculados al ordenador se contabiliza la amortización relativa al periodo de elaboración del proyecto: dos meses correspondientes a un año lectivo. El factor de amortización se ha establecido como el tiempo de duración del trabajo entre la vida útil estimada de los equipos. En el caso del ordenador portátil, se computa una vida útil de cinco años.

Finalmente, para obtener el presupuesto total del proyecto se han aplicado los incrementos del 13 % y del 6 % sobre el presupuesto de ejecución material en concepto de gastos generales y de beneficio industrial, respectivamente. Además, se ha aplicado el tipo general de IVA del 21 % que establece la Agencia Tributaria.

## CAPÍTULO 2. PRECIO DE MANO DE OBRA

Num. Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1 MO.IS	Ingeniero senior encargado de tutorizar el trabajo del MO.IBJ	15,625	21,500 h	335,99
2 MO.IBJ	Ingeniero Biomédico Junior	7,500	300,000 h	2.250,00
			Total mano de obra:	2.585,99

## CAPÍTULO 3. CUADRO DE PRECIOS DE MQUINARIA Y SOFTWARE

Num. Código	Denominación de la maquinaria	Precio	Cantidad	Total
1 MES.LO365	Licencia de Office 365	69,000	1,000 u	69,00
2 MAT.ANSYS	Licencia ANSYS estudiante	0,000	1,000 u	0,00
			Total maquinaria:	69,00

## CAPÍTULO 4. CUADRO DE PRECIOS DE MATERIALES

Num. Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1 MO.PcP	Ordenador portátil ASUS	780,000	2/60 u	25,74
Total materiales:				25,74

## CAPÍTULO 5. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES

### 5.1 DEFINICIÓN DEL PROYECTO Y PLANIFICACIÓN

Num.	Código Ud	Denominación	Cantidad	Precio (€)
1.1 01.01	h	Reunión inicial con el director del TFG	1,000	23,13
1.2 01.02	h	Reunión planificación actividades a realizar	1,000	130,63
1.3 01.03	u	Instalación de programas	1,000	124,74
<b>Total presupuesto parcial nº 1 DEFINICION DEL PROYECTO Y PLANIFICACIÓN :</b>				<b>278,50</b>

### 5.2 INVESTIGACIÓN DEL ESTADO DEL ARTE Y RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN

Num.	Código Ud	Denominación	Cantidad	Precio (€)
2.1 02.01	h	Investigación del estado del arte	33,000	7,50
2.2 02.03	h	Aprendizaje manejo de programas	7,000	7,50
<b>Total presupuesto parcial nº 2 INVESTIGACION DEL ESTADO DEL ARTE Y RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN :</b>				<b>300,00</b>



### 5.3 SIMULACIONES Y ANÁLISIS CON EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Num.	Código Ud	Denominación	Cantidad	Precio (€)
3.1 05.01	h	Ejecución de simulaciones	1,000	840,63
3.2 05.02	h	Interpretación de los resultados	8,000	53,13
<b>Total presupuesto parcial nº 3 SIMULACIONES Y ANÁLISIS CON EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF) :</b>				<b>1.265,67</b>

### 5.4 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG

Num.	Código Ud	Denominación	Cantidad	Precio (€)
4.1 06.01	h	Redacción de los documentos	80,000	7,50
4.2 06.02	h	Revisión de los documentos y corrección de errores	1,000	153,75
4.3 06.04	u	Preparación exposición	1,000	82,81
<b>Total presupuesto parcial nº 4 REDACCION Y DEFENSA DEL TFG :</b>				<b>836,56</b>

## CAPÍTULO 6: CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

Nº	Designación	Parcial (Euros)	Total (Euros)
1	h de Reunión inicial con el director del TFG Mano de obra	23,13	23,13
2	h de Reunión planificación actividades a realizar Mano de obra	130,63	130,63
3	u de Instalación de programas Mano de obra Maquinaria Material	30,00 69,00 25,74	124,74
4	h de Investigación del estado del arte Mano de obra	7,50	7,50
5	h de Aprendizaje manejo de programas Mano de obra	7,50	7,50
6	h de Ejecución de simulaciones Mano de obra	840,63	840,63
7	h de Interpretación de los resultados Mano de obra	53,13	53,13
8	h de Redacción de los documentos Mano de obra	7,50	7,50
9	h de Revisión de los documentos y corrección de errores Mano de obra	153,75	153,75
10	u de Preparación exposición		

	Mano de obra	82,81	82,81
--	--------------	-------	-------

## CAPÍTULO 7. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

Nº	Designación	Parcial (Euros)	Total (Euros)
<b>1 DEFINICION DEL PROYECTO Y PLANIFICACIÓN</b>			
1.1	h Reunión inicial con el director del TFG (Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior                      1,000 h                      7,500	7,50	
	Ingeniero senior                                      1,000 h                      15,625	15,63	
			23,13
1.2	h Reunión planificación actividades a realizar (Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior                      7,000 h                      7,500	52,50	
	Ingeniero senior                                      5,000 h                      15,625	78,13	
			130,63
1.3	u Instalación de programas (Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior                      4,000 h                      7,500	30,00	
	(Maquinaria)		
	Licencia ANSYS estudiante                      1,000 u                      0,001	0,00	
	Microsoft Office 2018                              1,000 u                      69,000	69,00	
	(Materiales)		
	Ordenador portátil ASUS                              0,033 u                      780,000	25,74	
			124,74
<b>2 INVESTIGACION DEL ESTADO DEL ARTE Y RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN</b>			
2.1	h Investigación del estado del arte (Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior                      1,000 h                      7,500	7,50	

2.2	h Aprendizaje manejo de programas (Mano de obra)				7,50
	Ingeniero Biomédico Junior	1,000 h	7,500	7,50	
					7,50
<b>3 SIMULACIONES Y ANÁLISIS CON EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)</b>					
3.1	h Ejecución de simulaciones (Mano de obra)				
	Ingeniero Biomédico Junior	110,000 h	7,500	825,00	
	Ingeniero senior	1,000 h	15,625	15,63	
					840,63
3.2	h Interpretación de los resultados (Mano de obra)				
	Ingeniero Biomédico Junior	5,000 h	7,500	37,50	
	Ingeniero senior	1,000 h	15,625	15,63	
					53,13
<b>4 REDACCION Y DEFENSA DEL TFG</b>					
4.1	h Redacción de los documentos (Mano de obra)				
	Ingeniero Biomédico Junior	1,000 h	7,500	7,50	
					7,50
4.2	h Revisión de los documentos y corrección de errores (Mano de obra)				
	Ingeniero Biomédico Junior	8,000 h	7,500	60,00	
	Ingeniero senior	6,000 h	15,625	93,75	
					153,75
4.3	u Preparación exposición (Mano de obra)				
	Ingeniero Biomédico Junior	10,000 h	7,500	75,00	
	Ingeniero senior	0,500 h	15,625	7,81	
					82,81

## CAPÍTULO 8. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

1	01	DEFINICION DEL PROYECTO Y PLANIFICACIÓN	278,50	10,39
2	02	INVESTIGACION DEL ESTADO DEL ARTE Y RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN	300,00	11,19
3	04	SIMULACIONES Y ANÁLISIS CON EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)	1.265,67	47,21
4	05	REDACCION Y DEFENSA DEL TFG	836,56	31,21

**PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL ..... 2.680,73**

13% Gastos Generales..... 348,49

6% Beneficio Industrial..... 160,84

**PRESUPUESTO ..... 3.190,06**

21% IVA..... 669,91

**PRESUPUESTO + IVA ..... 3.859,97**

Suma el presente presupuesto más IVA la cantidad de:

TRES MIL OCHOCIENTOS SESENTA EUROS