



Universidad de
Oviedo



ESCUELA POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE GIJÓN

MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

**ÁREA DE MECÁNICA DE MEDIOS CONTINUOS Y TEORÍA DE
ESTRUCTURAS**

**ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DEL DISCO DE LA ARTICULACIÓN
TEMPOROMANDIBULAR (ATM) BAJO SOLICITACIÓN DE
APRETAMIENTO MANDIBULAR MEDIANTE SIMULACIÓN NUMÉRICA**

NATALIA GARCÍA FERNÁNDEZ

**TUTORES: PELAYO FERNÁNDEZ FERNÁNDEZ
MARÍA JESÚS LAMELA REY**

Julio de 2020

ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN	10
1.1	MOTIVACIÓN.....	10
1.2	ESTADO DEL ARTE.....	10
1.3	OBJETIVOS.....	12
2	MORFOLOGÍA Y MATERIALES DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR.....	14
2.1	ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR (ATM)	14
2.1.1	<i>INTRODUCCIÓN A LA ATM</i>	14
2.1.2	<i>PATOLOGÍA DE LA ATM</i>	17
2.1.3	<i>TRATAMIENTOS POSIBLES</i>	19
2.2	MATERIALES DE LA ATM. PROPIEDADES Y MODELIZACIÓN.....	21
2.2.1	<i>CARTÍLAGO</i>	21
2.2.2	<i>TEORÍA DE LA VISCOELASTICIDAD</i>	23
2.2.3	<i>MODELOS</i>	26
2.2.4	<i>CONVERSIONES</i>	29
3	SIMULACIÓN NUMÉRICA DEL CASO DE APRETAMIENTO MANDIBULAR.....	32
3.1	DESCRIPCIÓN DEL MODELO INICIAL DE EF.....	32
3.2	CREACIÓN DE UN NUEVO MODELO DE EF	36
3.2.1	<i>DEFINICIÓN DE LAS REGIONES DEL DISCO</i>	36
3.2.2	<i>CREACIÓN DEL MODELO</i>	38
3.2.3	<i>VERIFICACIÓN Y COMPARACIÓN DEL MODELO</i>	43
3.2.4	<i>ELECCIÓN DEL MODELO ÓPTIMO</i>	47
3.3	PROPIEDADES DE LOS MATERIALES.....	56
3.4	INFLUENCIA DE LAS REGIONES DEL DISCO.....	63
3.4.1	<i>MODELO FINAL</i>	64
4	RESULTADOS	67
4.1	DIRECCIÓN MEDIO-LATERAL DEL DISCO.....	68
4.2	DIRECCIÓN ANTERO-POSTERIOR DEL DISCO	82
4.3	DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.....	96
5	CONCLUSIONES.....	100

6	LÍNEAS DE FUTURO	101
7	REFERENCIAS	102
8	PRESUPUESTO	106
8.1	SOFTWARE	106
8.2	HORAS DE INGENIERÍA	106
8.3	PRESUPUESTO FINAL	107
9	PROGRAMACIÓN TEMPORAL	109
9.1	TAREAS	109
9.2	DIAGRAMA DE GANTT	110

ÍNDICE DE IMÁGENES

IMAGEN 2.1-I LA ATM	14
IMAGEN 2.1-II ATM EN DETALLE	15
IMAGEN 2.1-III MOVIMIENTO DE APERTURA BUCAL (FISIOTERAPIA VALENCIA, 2018)	16
IMAGEN 2.1-IV TIPOS DE DESPLAZAMIENTO DEL DISCO (BAROUSSE, 2016)	18
IMAGEN 2.1-V PRÓTESIS TOTAL DE LA ATM (AGUILERA).....	20
IMAGEN 2.2-I ESTRUCTURA DEL CARTÍLAGO	22
IMAGEN 2.2-II MATERIALES VISCOELÁSTICOS.....	23
IMAGEN 2.2-III COMPORTAMIENTO ELÁSTICO, VISCOELÁSTICO Y VISCOSO (LAKES, 2009)	24
IMAGEN 2.2-IV COMPORTAMIENTOS ELÁSTICO LINEAL Y VISCOELÁSTICO	26
IMAGEN 2.2-V MODELOS DE MAXWELL Y KELVIN	27
IMAGEN 2.2-VI MODELO SÓLIDO LINEAL ESTÁNDAR	27
IMAGEN 2.2-VII MODELOS GENERALIZADOS	28
IMAGEN 2.2-VIII INTERRELACIONES ENTRE FUNCIONES MATERIALES (EMRI ET AL., 2005).....	30
IMAGEN 3.1-I DIRECCIONES DE LOS DESPLAZAMIENTOS (BARRIENTOS, 2019)	34
IMAGEN 3.1-II PROCESO DE CARGA	35
IMAGEN 3.2-I ESQUEMA DE LAS 5 ZONAS	37
IMAGEN 3.2-II ESQUEMA DE LAS 5 ZONAS ADOPTADO.....	38
IMAGEN 3.2-III DISCO NUEVO Y PLANOS AUXILIARES	39
IMAGEN 3.2-IV DISCO CON PARTICIONES.....	40
IMAGEN 3.2-V SKIN	40
IMAGEN 3.2-VI CONJUNTO ATM	41
IMAGEN 3.2-VII ORIENTACIÓN DEL DISCO.....	42
IMAGEN 3.2-VIII TENSIONES PRINCIPALES MÁXIMAS PARA EL INSTANTE 0.01. MODELO ORIGINAL.....	46
IMAGEN 3.2-IX TENSIONES PRINCIPALES MÁXIMAS PARA EL INSTANTE 0.01. MODELO NUEVO	47
IMAGEN 3.2-X PROBLEMAS CON DETERMINADOS ELEMENTOS.	53
IMAGEN 3.2-XI VISUALIZACIÓN DE LA SKIN SOBRE LOS RESULTADOS	54
IMAGEN 3.2-XII RESULTADOS CON LA NUEVA SKIN	54
IMAGEN 3.3-I MÓDULO DE ALMACENAMIENTO □ POSTERIOR, ▲ ANTERIOR, ○ CENTRAL, ◇ MEDIAL, ▼ LATERAL. (FERNÁNDEZ ET AL., 2012)	56
IMAGEN 3.3-II MÓDULO DE PÉRDIDAS □ POSTERIOR, ▲ ANTERIOR, ○ CENTRAL, ◇ MEDIAL, ▼ LATERAL. (FERNÁNDEZ ET AL., 2012)	57

IMAGEN 3.3-III MODULO DE RELAJACIÓN PARA LAS CINCO REGIONES. □ POSTERIOR, ▲ ANTERIOR, ○ CENTRAL, ◇ MEDIAL, ▼ LATERAL	60
IMAGEN 3.3-IV ERRORES PARA LA REGIÓN CENTRAL	61
IMAGEN 3.3-V AJUSTE DE PRONY PARA LA REGIÓN ANTERIOR.....	61
IMAGEN 3.3-VI AJUSTE DE PRONY PARA LA REGIÓN CENTRAL	62
IMAGEN 3.3-VII AJUSTE DE PRONY PARA LA REGIÓN LATERAL.....	62
IMAGEN 3.3-VIII AJUSTE DE PRONY PARA LA REGIÓN MEDIAL.....	63
IMAGEN 3.3-IX AJUSTE DE PRONY PARA LA REGIÓN POSTERIOR.....	63
IMAGEN 3.4-I SECCIÓN CON EL MATERIAL CORRESPONDIENTE.....	66
IMAGEN 4.3-I MÓDULOS DE RELAJACIÓN PARA EL DISCO COMPLETO Y PARA LAS CINCO REGIONES DEL DISCO	97
IMAGEN 9.2-I DIAGRAMA DE GANTT	110

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 3.1-I TIPOS DE ELEMENTOS EN EL MODELO	33
TABLA 3.1-II COEFICIENTES DE PRONY DEL MATERIAL.....	33
TABLA 3.1-III PROPIEDADES DEL CARTÍLAGO. ELÁSTICO LINEAL.....	34
TABLA 3.1-IV DESPLAZAMIENTO APLICADOS AL PUNTO DE REFERENCIA.....	35
TABLA 3.2-I DESPLAZAMIENTOS PARA LA VARIACIÓN EN LA DIRECCIÓN MEDIO-LATERAL	43
TABLA 3.2-II DESPLAZAMIENTOS PARA LAS VARIACIONES EN LA DIRECCIÓN ANTERO-POSTERIOR	43
TABLA 3.2-III TENSIONES PRINCIPALES EN EL DISCO (PARTE DEL CÓNDILO). PONDERACIÓN 85%.....	44
TABLA 3.2-IV TENSIONES PRINCIPALES EN EL DISCO (PARTE TEMPORAL). PONDERACIÓN 85%.....	45
TABLA 3.2-V COMPARACIÓN DE VALORES MÁXIMOS DE LAS TENSIONES	46
TABLA 3.2-VI TENSIONES. ELEMENTOS LINEALES Y ELEMENTOS CUADRÁTICOS. PONDERACIÓN 75%	49
TABLA 3.2-VII TENSIONES MÁXIMAS. ELEMENTOS LINEALES Y ELEMENTOS CUADRÁTICOS.....	50
TABLA 3.2-VIII TENSIONES MÁXIMAS. ELEMENTOS CUADRÁTICOS DE 1 MM Y CUADRÁTICOS DE 0.7 MM	50
TABLA 3.2-IX TENSIONES. ELEMENTOS CUADRÁTICOS CON DIFERENTES TAMAÑOS. PONDERACIÓN 75%.....	51
TABLA 3.2-X TENSIONES PRINCIPALES. COMPARACIÓN DE TAMAÑOS.	52
TABLA 3.2-XI TENSIONES MÁXIMAS. ELEMENTOS LINEALES DE 1 MM Y ELEMENTOS LINEALES DE 0.5 MM.	53
TABLA 3.2-XII TENSIONES PRINCIPALES DEL MODELO SELECCIONADO. PONDERACIÓN 75%	55
TABLA 3.2-XIII TENSIONES MÁXIMAS PARA EL MODELO SELECCIONADO	55
TABLA 3.3-I RESULTADOS PARA LA REGIÓN ANTERIOR	58
TABLA 3.3-II RESULTADOS PARA LA REGIÓN CENTRAL.....	58
TABLA 3.3-III RESULTADOS PARA LA REGIÓN LATERAL.....	58
TABLA 3.3-IV RESULTADOS PARA LA REGIÓN MEDIAL	59
TABLA 3.3-V RESULTADO PARA LA REGIÓN POSTERIOR	59
TABLA 3.4-I TÉRMINOS DE PRONY PARA LA REGIÓN ANTERIOR	64
TABLA 3.4-II TÉRMINOS DE PRONY PARA LA REGIÓN CENTRAL.....	64
TABLA 3.4-III TÉRMINOS DE PRONY PARA LA REGIÓN LATERAL	65
TABLA 3.4-IV TÉRMINOS DE PRONY PARA LA REGIÓN MEDIAL.....	65
TABLA 3.4-V TÉRMINOS DE PRONY PARA LA REGIÓN POSTERIOR	65
TABLA 4.1-I TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=0.01 s	68
TABLA 4.1-II TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=0.01 s	69
TABLA 4.1-III TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	70
TABLA 4.1-IV TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	70

TABLA 4.1-V TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	71
TABLA 4.1-VI TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	72
TABLA 4.1-VII TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	73
TABLA 4.1-VIII TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	73
TABLA 4.1-IX TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	74
TABLA 4.1-X TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	75
TABLA 4.1-XI TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	76
TABLA 4.1-XII TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	76
TABLA 4.1-XIII TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	77
TABLA 4.1-XIV TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	78
TABLA 4.1-XV TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	79
TABLA 4.1-XVI TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	79
TABLA 4.1-XVII TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	80
TABLA 4.1-XVIII TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	81
TABLA 4.2-I TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	82
TABLA 4.2-II TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	83
TABLA 4.2-III TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	84
TABLA 4.2-IV TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	84
TABLA 4.2-V TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	85
TABLA 4.2-VI TENSIONES DE VON MISES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	86
TABLA 4.2-VII TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	87
TABLA 4.2-VIII TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	87
TABLA 4.2-IX TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	88
TABLA 4.2-X TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	89
TABLA 4.2-XI TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	90
TABLA 4.2-XII TENSIONES MÁXIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	90
TABLA 4.2-XIII TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	91
TABLA 4.2-XIV TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=0.01 s.....	92
TABLA 4.2-XV TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	93
TABLA 4.2-XVI TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=1 s.....	93
TABLA 4.2-XVII TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE INFERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	94
TABLA 4.2-XVIII TENSIONES MÍNIMAS PRINCIPALES EN LA SUPERFICIE SUPERIOR DEL DISCO. T=60 s.....	95
TABLA 8.1-I COSTE DE LAS LICENCIAS NECESARIAS PARA LA REALIZACIÓN DEL PROYECTO.....	106
TABLA 8.2-I COSTE DE LAS HORAS DE INGENIERÍA NECESARIAS PARA LA REALIZACIÓN DEL PROYECTO.....	107

TABLA 8.3-I PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN DEL PROYECTO.....	108
TABLA 9.1-I DESCOMPOSICIÓN EDT, DURACIONES Y PREDECESORAS.....	109

1 INTRODUCCIÓN

1.1 MOTIVACIÓN

La articulación temporomandibular (ATM) es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano. Está formada por dos superficies incongruentes: fosa craneal y cóndilo mandibular, y entre las cuales se encuentra el disco de la articulación. La ATM permite movimientos relativamente grandes de traslación y rotación, sometiendo al disco a estados tensionales importantes. Este disco causa la mayoría de las disfunciones de la ATM, afectando entre el 15 y 20% de la población, con dolor y limitaciones en el movimiento.

Por estas razones, la caracterización biomecánica del conjunto de la articulación temporomandibular presenta gran interés. Además, la falta de consenso, las conclusiones diversas en los estudios realizados, y la no existencia de modelos que representen las condiciones reales, invita a seguir investigando y analizando esta articulación.

Con el objetivo de continuar con las investigaciones realizadas hasta el momento y seguir mejorando el conocimiento sobre la ATM, se va a realizar el estudio del disco mediante simulación numérica. En concreto se analizarán los posibles efectos de utilizar propiedades viscoelásticas para cada región del disco frente a utilizar un único modelo de material, en el caso de apretamiento prolongado sobre el disco de la ATM.

1.2 ESTADO DEL ARTE

Al igual que el cartílago articular, el disco de la ATM posee características no solo elásticas sino también viscosas (Detamore & Athanasiou, 2003) (Tanaka & Van Eijden, 2003) Estas propiedades viscoelásticas se deben no solo a los propios tejidos del disco sino también al movimiento del fluido a través del disco.

El disco está compuesto de cantidades variables de células y una matriz extracelular que incluye macromoléculas y fluidos. Estas macromoléculas consisten principalmente en colágeno (85-90%) y proteoglicanos (10-15%) (Nakano & Scott, 1989) (Sindelar et al., 2000). Las propiedades viscoelásticas del disco dependen en gran medida de su composición y organización de fibras de colágeno y proteoglicanos y de su interacción con el fluido tisular. También se sabe que existen diferencias regionales en la distribución de las fibras de colágeno y proteoglicanos en el disco. Esta composición podría ser la que favorece la capacidad de la ATM para soportar las complejas situaciones de esfuerzos de compresión, tracción y cizalladura durante su normal funcionamiento.

Hasta ahora se han realizado numerosos estudios para determinar las diferencias regionales de las propiedades viscoelásticas dinámicas del disco (Fernández et al., 2013). Así, en el trabajo de Fernández et al. (2013) se muestra como las propiedades viscoelásticas son específicas de cada región y dependientes de la frecuencia de carga, por lo que tienen implicaciones importantes en la transmisión de la carga de la ATM. Además, la diferencia regional de las propiedades viscoelásticas del disco podría contribuir a la adecuada disipación de energía y absorción de tensiones en la ATM durante la relajación (Detamore & Athanasiou, 2003; Tanaka, et al., 2014; Hattori-Hara et al., 2014).

Por otro lado, esta información sobre los parámetros viscoelásticos específicos de cada región a menudo dificulta el ajuste con un modelo de material mecánico razonable del disco que pueda usarse para un cálculo adicional en la ATM, como los modelos numéricos construidos con el método de elementos finitos. En esta línea, para numerosos estudios previos de análisis de tensiones de la ATM, solo se ha usado comúnmente un conjunto de parámetros viscoelásticos en el disco de la ATM (Hirose et al., 2006; Hattori-Hara et al., 2014; Tanaka et al., 2014; Pérez del Palomar & Doblaré, 2006) y no se ha informado de ningún estudio en el que se hayan adoptado las propiedades materiales específicas de las regiones del disco de la ATM para hacer análisis de tensiones con un modelo de elementos finitos de la ATM.

Aunque la mayoría de los modelos de elementos finitos utilizados aún están lejos de representar las condiciones reales de la ATM, existe un modelo (Barrientos et al., 2016) que, utilizando también un solo material, se asemeja considerablemente a la realidad. Esta gran mejora se debe al método utilizado para obtener las propiedades materiales del disco. Para ello se utilizó un novedoso utillaje durante el ensayo del disco completo que reproduce las superficies de la fosa y del cóndilo replicando las geometrías reales de la ATM. Con este ensayo se consigue caracterizar el tejido en condiciones de trabajo similares a la realidad, es decir, teniendo en cuenta el comportamiento del disco completo y no solo de determinadas probetas.

1.3 OBJETIVOS

El propósito de este proyecto consiste en investigar los posibles efectos de las propiedades viscoelásticas de cada región del disco de la ATM respecto a la relajación de tensiones durante el apretamiento mandibular prolongado. Para ello, mediante un modelo de elementos de finitos de la ATM se analizará la distribución de tensiones en el disco durante apretamiento prolongado, utilizando las propiedades dinámicas de las cinco regiones del disco obtenidas experimentalmente en investigaciones previas a este proyecto. Posteriormente se comparará este análisis de tensiones con el ya existente para el disco completo con propiedades homogéneas (Barrientos, 2019).

A partir de lo anterior, se resumen a continuación los objetivos particulares del proyecto:

- Disponer de un modelo de elementos finitos de la ATM que permita realizar modificaciones en el disco, tanto en el mallado, como en las propiedades de los materiales constituyentes.
- Obtener el módulo de relajación de las diferentes regiones del disco articular.
- Estudiar y analizar el comportamiento de la ATM mediante simulación numérica considerando distintas propiedades dinámicas en las cinco regiones características del disco.

- Comparar los resultados de este análisis con los ya existentes para un disco con propiedades materiales homogéneas con un único tipo de material.

2 MORFOLOGÍA Y MATERIALES DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR

2.1 ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR (ATM)

En este apartado se presentará de manera resumida la teoría relativa a la articulación temporomandibular. En primer lugar, se realizará una pequeña introducción a esta articulación describiendo también su comportamiento. También se explicarán brevemente algunas de las patologías existentes, así como los tratamientos más comúnmente utilizados. Esto permitirá desarrollar una idea de la importancia de esta articulación y de los motivos que llevan a su investigación.

2.1.1 INTRODUCCIÓN A LA ATM

La articulación temporomandibular es la articulación existente entre el hueso temporal y la mandíbula, entre ambos se encuentra el disco articular. Se trata de una articulación sinovial bicondílea.

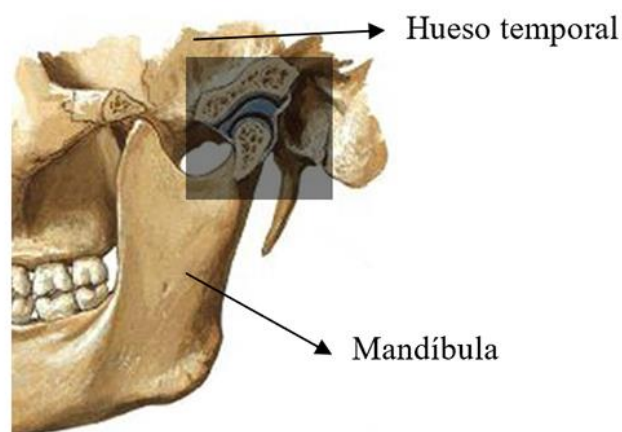


Imagen 2.1-1 La ATM

Una articulación sinovial es aquella en la que los huesos articulados (en este caso temporal y mandíbula) están separados por la cavidad articular, es decir, un espacio ocupado por líquido. Este tipo de articulaciones permiten una amplia gama de movimientos. (Ingawalé & Goswami, 2009)

Por otra parte, las articulaciones bicondíleas son aquellas que permiten el movimiento en torno a un eje y también una rotación limitada en torno a un segundo eje. Están formadas por dos cóndilos convexos, y por esta razón se hace imprescindible la presencia de un disco interarticular que haga congruentes ambas superficies.

La ATM permite movimientos de descenso y elevación, así como desplazamientos anteriores, posteriores y laterales de la mandíbula. Las articulaciones derecha e izquierda trabajan de forma simétrica.

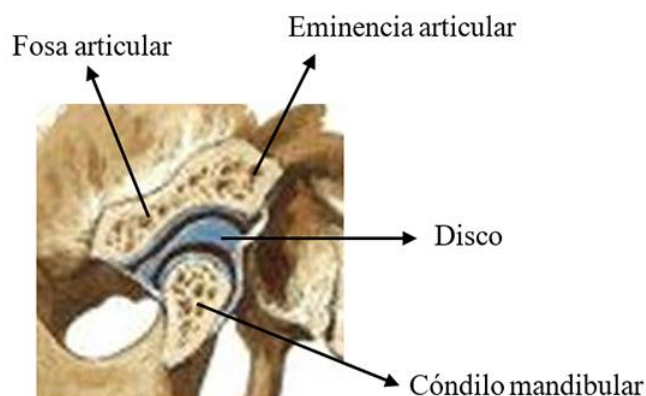


Imagen 2.1-II ATM en detalle

En concreto la ATM está formada por fosa articular y la eminencia articular (hueso temporal), el cóndilo mandibular y el disco. También está presente la membrana sinovial (recubriendo cóndilo y temporal) responsable de la producción del líquido, y la cápsula que protege la articulación.

- La eminencia articular previene la luxación y subluxación de la ATM, es decir, evita que el cóndilo abandone su posición.
- La fosa aloja al cóndilo mandibular.

- El disco existente es una almohadilla fibrosa de forma oval que se mueve en armonía con el cóndilo. La parte central es más delgada y en ella el tejido es más denso.

El disco juega un papel importante en la absorción de tensiones y estabilización de la articulación durante los movimientos mandibulares, al igual que el cartílago articular. Debido a que el deslizamiento y la rotación se producen simultáneamente entre las superficies de la ATM, el disco está sometido a múltiples tensiones, así como a deformaciones acordes a sus propiedades materiales.

El disco también ayuda a evitar el desgaste de las superficies. Además, permite controlar los movimientos ya que posee terminaciones nerviosas sensibles al dolor en las partes posterior y anterior.

Como ejemplo de la capacidad de movimiento de la ATM, se muestran en la Imagen 2.1-III dos posiciones durante el movimiento de apertura bucal; que puede llegar a implicar que el cóndilo salga de la fosa articular para relacionarse con la eminencia (ver Imagen 2.1-III, derecha).

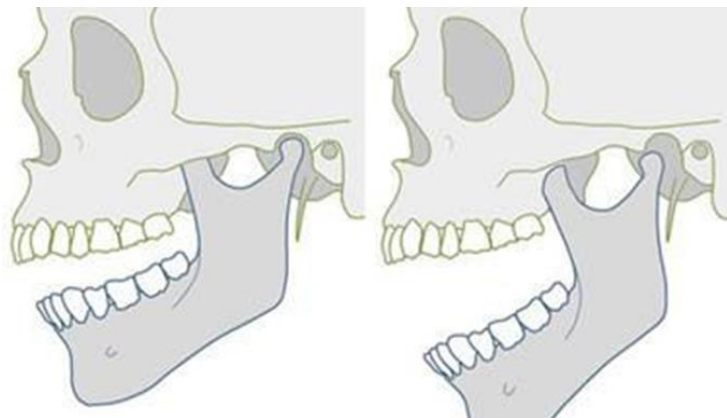


Imagen 2.1-III Movimiento de apertura bucal (Fisioterapia Valencia, 2018)

Concretamente, el movimiento de apertura se puede dividir en dos fases. En la primera de ellas se requiere inicialmente una rotación del cóndilo sobre su eje transversal, esto permite aperturas de hasta 25 mm. En la segunda fase, que permite continuar con la apertura, se produce una traslación hacia delante del cóndilo y del disco, permitiendo aperturas de hasta 45 mm. En esta fase también se produce un descenso del cóndilo debido a la geometría de la fosa y de la eminencia. Todo este proceso, como se indicó anteriormente, se observa en la Imagen 2.1-III.

2.1.2 PATOLOGÍA DE LA ATM

Cuando existe dolor o molestias en una articulación, se debe a que alguna de sus partes presenta determinadas anomalías, ya sea un problema muscular, nervioso u óseo, entre otros. En la ATM, al igual que en el resto de las articulaciones, pueden presentarse patologías de diferentes tipos, ya sea artritis, malformaciones, traumatismos... En particular, existen múltiples patologías y disfunciones relacionadas con el disco, como pueden ser bloqueos, perforaciones o el conocido síndrome de disfunción temporomandibular (SDTM).

Más de un 25% de la población presenta patologías o disfunciones en la ATM en algún momento de su vida. Una de las causas de esta gran incidencia puede ser el deterioro mucho más rápido que presenta la ATM en comparación con el resto de las articulaciones, además, la articulación temporomandibular está creciendo hasta los 25-30 años y a partir de los 30 inicia su deterioro.

En la mayoría de los casos estas disfunciones se deben a una combinación de tensión muscular y problemas anatómicos en la propia articulación. La solución de estos problemas suele ser una combinación de tratamientos llevados a cabo por médicos, odontólogos, fisioterapeutas o cirujanos.

A continuación se desarrollan algunas de las patologías más comunes:

- El síndrome de disfunción temporomandibular constituye un grave problema de salud, ya que gran parte de la población se ve afectada por este síndrome en algún momento de su vida, aunque solo un 5% de los afectados requiere tratamiento. Este síndrome no es más que una alteración interna de la ATM, que implica un mal funcionamiento del conjunto cóndilo-disco-fosa, debido al desplazamiento del disco en sentido anterior. Este desplazamiento del disco se puede producir con reducción o sin reducción. (Peñón Vivas, Grau León, & Sarracent Pérez, 2011)

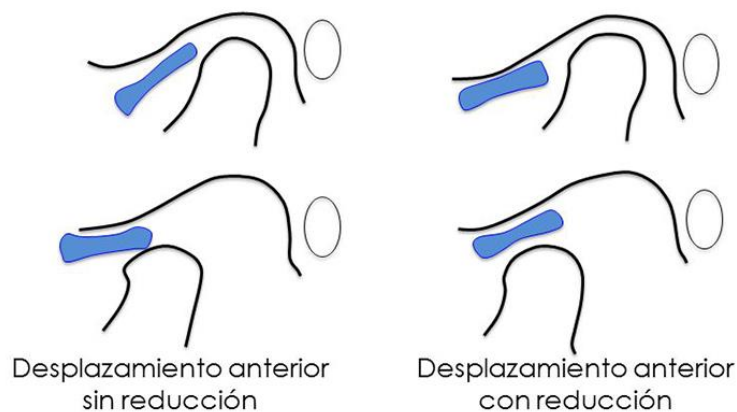


Imagen 2.1-IV Tipos de desplazamiento del disco (Barousse, 2016)

- Desplazamiento del disco con reducción: El disco se encuentra adelantado, haciendo que el cóndilo deba sobrepasar el borde del disco durante el movimiento de apertura, emitiendo un ruido en cada movimiento. Esta patología puede ser muy dolorosa ya que en los bordes del disco existen terminaciones nerviosas.
- Desplazamiento del disco sin reducción: En este caso el disco está adelantado pero el cóndilo no es capaz de sobrepasar el borde en la apertura, es decir, el disco está adelantado de forma permanente, quedando limitada la apertura. Esta patología suele corregirse por sí misma ya que el tejido retrodiscal (aquel que une el disco al hueso temporal por la parte posterior) se vuelve tejido cicatrizal y puede remplazar funcionalmente al disco.

- **Perforación discal:** La perforación del disco consiste en la pérdida de continuidad del tejido discal, provocando el contacto de ambas superficies (cóndilo y temporal). Aún existen pocas investigaciones acerca de la perforación del disco de la ATM, pero podría deberse a procesos degenerativos o traumáticos. Se ha asociado también al desplazamiento discal anterior sin reducción.

2.1.3 TRATAMIENTOS POSIBLES

Existen numerosas patologías de la ATM y por tanto existen múltiples tratamientos para solucionarlas. Una de las patologías más interesantes desde el punto de vista de la bioingeniería e ingeniería de materiales es la perforación del disco. Su tratamiento presenta grandes retos y dificultades. Algunas de las opciones actuales se muestran a continuación. (López, 2014)

- **Fármacos y férulas oclusales:** Es la primera opción contemplada y la menos invasiva ya que trata de paliar los efectos de esta patología con fármacos y férulas. En estos casos se puede conseguir un crecimiento en el espesor del disco, mejorando la calidad de vida del paciente.
- **Artroscopia:** Se trata de una intervención quirúrgica muy poco invasiva utilizada como medio diagnóstico definitivo. Además de observar el problema mediante pequeñas cámaras, también se pueden llevar a cabo una serie de acciones como puede ser el lavado de la articulación, una biopsia, la infiltración de sustancias o incluso la reposición del disco a su lugar habitual.
- **Discectomía:** Consiste en la extirpación del disco completo, eliminando todos los tejidos para evitar así dolores posteriores. Este hueco se deja libre y en la mayoría de los casos el paciente presenta mejorías. Existe la posibilidad de que aparezcan problemas de anquilosis, es decir, que la articulación no se pueda mover.

- **Discectomía y reconstrucción:** En este caso, tras realizar la extirpación del disco, se realiza una reconstrucción de este. Históricamente se han utilizado y probado múltiples materiales. Inicialmente se utilizaron materiales aloplásticos, es decir, inertes, pero estos no obtuvieron buenos resultados y por ello no gozaron de gran popularidad. Posteriormente se utilizaron injertos autólogos, ya sea grasa libre, dermis, cartílago o músculo, en algunos casos se pueden anclar y en otros simplemente se colocan en el hueco. Un problema de estos materiales es su atrofiamiento con el tiempo. (López, 2019)

La utilización de discos creados a partir de biomateriales resulta de gran interés para tratar estas patologías, y aunque existen investigaciones y estudios al respecto, aun no son comúnmente utilizados.

Además de las patologías relacionadas con el disco, existen otras que pueden requerir la reconstrucción de tejido óseo, en estos casos se utilizan injertos autólogos.

Finalmente, en casos de patologías muy severas con problemas de anquilosis grave u otras disfunciones, se presenta como única solución la prótesis total de la ATM. [Imagen 2.1-V]



Imagen 2.1-V Prótesis total de la ATM (Aguilera)

Esta prótesis posee dos componentes principales junto con los tornillos. El componente mandibular se realiza normalmente de cromo-cobalto y plasma de titanio. El componente fosa es de polietileno y los tornillos utilizados son de titanio. Los movimientos que se consiguen con estas prótesis quedarán disminuidos en la traslación condilar, protrusión nula, y el movimiento lateral quedará afectado seriamente.

Todo lo expuesto en este apartado permite conocer la situación actual de las patologías y los tratamientos de la ATM. Aunque las intervenciones más agresivas se realizan con poca frecuencia, debido a su gravedad y al poco avance desarrollado en las soluciones actuales, se observa la necesidad de seguir profundizando en este campo. Resulta de vital importancia seguir investigando la ATM y desarrollando este tipo de proyectos que permitan sentar las bases para el futuro desarrollo de soluciones nuevas e innovadoras a todas las patologías existentes.

2.2 MATERIALES DE LA ATM. PROPIEDADES Y MODELIZACIÓN.

En este apartado se tratarán algunos de los materiales presentes en la ATM, así como sus propiedades y su posible modelización viscoelástica. Esta teoría será necesaria para comprender los aspectos relacionados con la ciencia de materiales de este proyecto. Se iniciará con una introducción sobre el cartílago, ya que está presente en el disco y en los cartílagos articulares que recubren y protegen los huesos. También se tratará la teoría de la viscoelasticidad, así como los modelos utilizados para representar el comportamiento de estos tejidos.

2.2.1 CARTÍLAGO

El cartílago es un material biológico, que son aquellos que proceden de un ser vivo. Estos materiales se caracterizan por ser multifuncionales, ya se poseen varias propiedades simultáneamente, inteligentes, ya que reaccionan a estímulos externos y biodegradables.

Los materiales biológicos soportan diferentes tipos de sollicitaciones. En función del tipo de sollicitación que vayan a soportar se utiliza un tipo de material u otro, por ello, los materiales biológicos se clasifican en materiales blandos (flexibles) y materiales duros (rígidos). Los materiales blandos soportan sollicitaciones de tracción y presión, mientras que los materiales duros soportan compresión y flexión. El cartílago no aparece en esta clasificación ya que se encuentra presente trabajando bajo diferentes tipos de sollicitaciones (Scarpino, Obrez, & Greising, 2006).

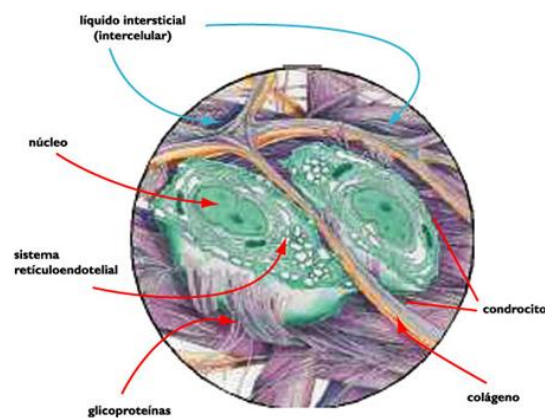


Imagen 2.2-1 Estructura del cartílago

El cartílago se compone de una matriz extracelular y de las células. La matriz extracelular está formada por proteínas, colágeno y elastina, en un gel de proteoglicanos y ácido hialurónico. Las células presentes en el cartílago son los condrocitos.

El colágeno presenta una rigidez en torno a 1 GPa mientras que la elastina ronda 1 MPa, además la elastina se caracteriza por su gran flexibilidad y elasticidad. Debido a estas diferencias, en función de la composición, se distinguen varios tipos de tejidos cartilagosos. A continuación, se muestran en modo descendente según la rigidez.

- Fibrocartílago. Se caracteriza por la presencia de muchas fibras de colágeno tipo I, con menor presencia por tanto de células y proteoglicanos. Suele estar presente en discos intervertebrales o en inserciones de tendones en el hueso. El disco de la ATM es un fibrocartílago.

- Cartílago articular. Está formado por cartílago tipo II y proteoglicanos. Este tipo de tejido cartilaginoso está presente en la epífisis de los huesos en las uniones sinoviales. En el caso de la ATM el cartílago articular recubre el cóndilo y el hueso temporal.
- Cartílago elástico: posee mayoritariamente elastina y colágeno tipo II, está presente por ejemplo en la oreja o en la laringe.

2.2.2 TEORÍA DE LA VISCOELASTICIDAD

Si bien dentro de los materiales biológicos presentados: duros y blandos, hay distintos tipos de modelos de material aplicables, en el caso del disco de la ATM se ha demostrado que el que más se asemeja es el comportamiento viscoelástico. Es por ello que se describen los principios básicos de este tipo de comportamiento en este subapartado.

Los materiales viscoelásticos presentan un comportamiento intermedio entre los descritos por la teoría clásica de la elasticidad y la teoría hidrodinámica de los líquidos viscosos.

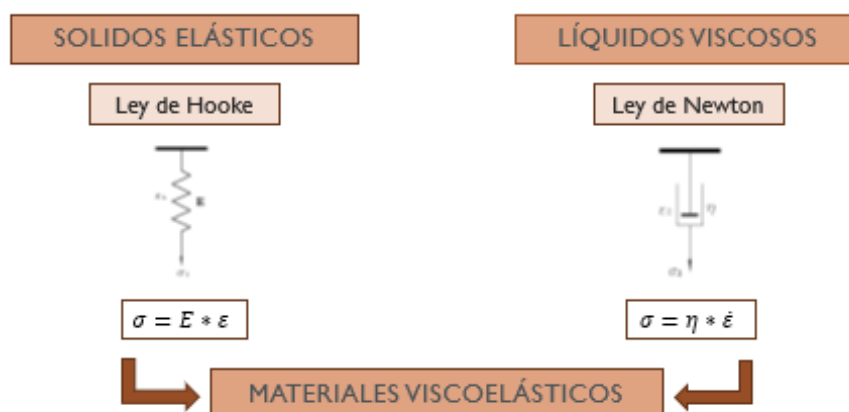


Imagen 2.2-II Materiales viscoelásticos

La teoría de la elasticidad establece que las propiedades mecánicas de los sólidos elásticos siguen la ley de Hooke, presentando una deformación proporcional al esfuerzo aplicado. Por otra parte, los líquidos viscosos siguen la ley de Newton, donde el esfuerzo aplicado es proporcional a la velocidad de deformación.

Los materiales viscoelásticos presentan un comportamiento similar a los sólidos elásticos para tiempos cortos y presenta un comportamiento similar a un líquido para tiempos largos, es decir, sus propiedades dependen del tiempo. Además, en estos materiales viscoelásticos resulta muy importante la forma de aplicar el esfuerzo.

Como se muestra en la Imagen 2.2-III, ante un esfuerzo constante en el tiempo, un sólido elástico se deforma con un valor constante mientras esté presente el esfuerzo, cuando se elimina el esfuerzo la deformación vuelve al valor inicial. En el caso de un fluido viscoso, este no recupera nada de la deformación cuando se elimina la carga. Finalmente, el material viscoelástico, muestra un comportamiento intermedio recuperando parte de la deformación cuando ya no se le aplica el esfuerzo.

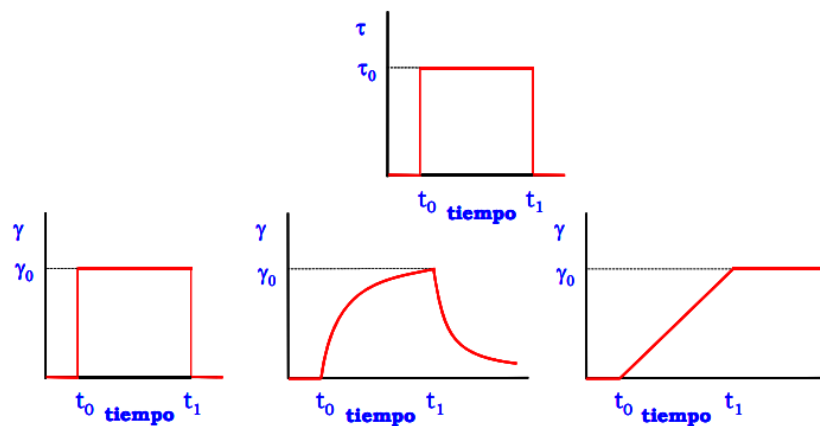


Imagen 2.2-III Comportamiento elástico, viscoelástico y viscoso (Lakes, 2009)

Existe un parámetro, el número de Deborah, que permite clasificar los materiales en función de su comportamiento viscoelástico.

$$De = \frac{\tau}{t}$$

El numerador τ , es el tiempo de relajación del material, por tanto, tiempos de relajación más altos indican comportamientos más bien de sólido, y se corresponden con un número de Deborah mayor. Igualmente, tiempos de relajación bajos son característicos de materiales más bien viscosos y se corresponden con números de Deborah más bajos.

En los extremos, los materiales sólidos de Hooke presentan tiempos de relajación infinitos, mientras que los fluidos de Newton tienen un tiempo de relajación igual a cero.

Por otra parte, el denominador t es el tiempo característico del proceso, es decir, el tiempo requerido para alcanzar una tensión de referencia determinada. En este caso, valores altos de t son típicos de materiales viscosos, mientras que valores bajos se corresponden con materiales sólidos.

Finalmente, la clasificación que se obtiene con este número adimensional es la siguiente:

- $De < 1$ *Comportamiento viscoso*
- $De = 1$ *Comportamiento viscoelástico*
- $De > 1$ *Comportamiento elástico*

También resulta importante conocer el concepto de viscosidad lineal, ya que la mayor parte de modelos y de la teoría sobre viscoelasticidad está pensada para el rango de la viscosidad lineal.

La viscosidad lineal aparece para deformaciones muy bajas presentando una relación lineal entre la tensión y la deformación, para deformaciones mayores se pasa a la zona de viscoelasticidad no lineal.

Para estos comportamientos viscoelásticos lineales la relación entre el módulo de relajación $G(t)$, deformación, y dependencia con el tiempo, se representa mediante la ecuación constitutiva siguiente.

$$\tau(t) = \int_{-\infty}^t G(t-t') \frac{d\gamma(t')}{dt'} dt'$$

Donde t es el tiempo actual y t' es un instante anterior cualquiera. $G(t)$ es el módulo de relajación y $J(t)$ el módulo de fluencia. También se puede expresar de la siguiente forma.

$$\gamma(t) = \int_{-\infty}^t J(t-t') \frac{d\sigma(t')}{dt'} dt'$$

En este trabajo se utilizará siempre el módulo de relajación longitudinal $E(t)$ y módulo de fluencia $D(t)$, ya que se trabajará en la dirección axial. En la Imagen 2.2-IV se muestra el comportamiento de un material viscoelástico en comparación con un material elástico lineal.

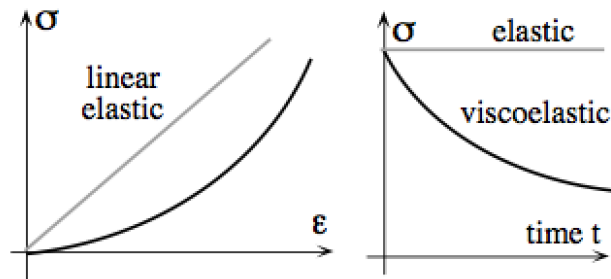


Imagen 2.2-IV Comportamientos elástico lineal y viscoelástico

Análogamente, las ecuaciones del tejido viscoelástico en este caso sería las siguientes:

$$\sigma(t) = \int_0^t E(t - \tau) \frac{d\varepsilon}{d\tau} d\tau$$

$$\varepsilon(t) = \int_0^t D(t - \tau) \frac{d\sigma}{d\tau} d\tau$$

La caracterización de los materiales viscoelásticos se realiza a través de los módulos del material (Lakes, 2009). En el caso de este trabajo, como ya se mencionó anteriormente, se utilizará el módulo de relajación $E(t)$. También cabe la posibilidad de realizar ensayos dinámicos: módulo complejo del material $E^*(\omega)$. En cualquiera de estas dos situaciones, como se verá en el subapartado 2.2.4, los módulos se pueden interconvertir. De este modo se consigue reducir el número de ensayos a realizar sobre el material (Tschoegl, 1989).

2.2.3 MODELOS

Para representar el comportamiento de estos materiales existen una serie de modelos, en los que se representa el comportamiento viscoso con émbolos y el comportamiento elástico mediante muelles. De esta forma, el comportamiento de los materiales viscoelásticos se puede representar mediante una combinación de muelles y émbolos. Las distintas combinaciones de estos dos tipos de elementos permiten definir los diferentes modelos viscoelásticos. En los mismos, los émbolos representan la disipación de la energía (parte viscosa) mientras que los muelles representan la energía almacenada (parte elástica).

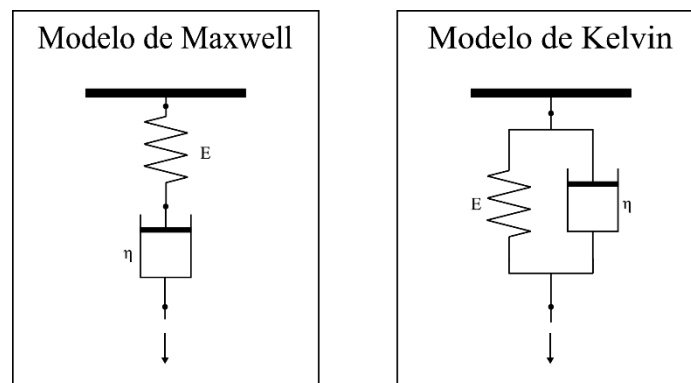


Imagen 2.2-V Modelos de Maxwell y Kelvin

El modelo de Maxwell utiliza un émbolo y un muelle combinados en serie, mientras que el modelo de Kelvin los combina en paralelo. También existe el modelo sólido lineal estándar, mostrado en la Imagen 2.2-VI, que utiliza un muelle en paralelo con un conjunto en serie muelle-émbolo.

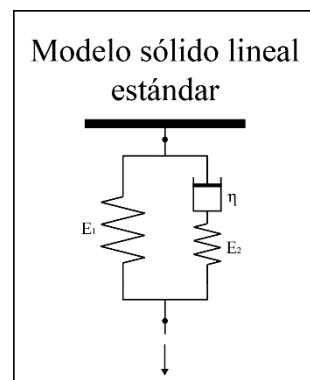


Imagen 2.2-VI Modelo sólido lineal estándar

Estos modelos son muy sencillos y por ello no se ajustan al comportamiento real de los materiales viscoelásticos en la mayoría de los casos. Por tanto, para representar mejor este comportamiento se utilizan modelos mas complejos, que utilizan mayor número de muelles y émbolos, estos son lo modelos generalizados [Imagen 2.2-VII].

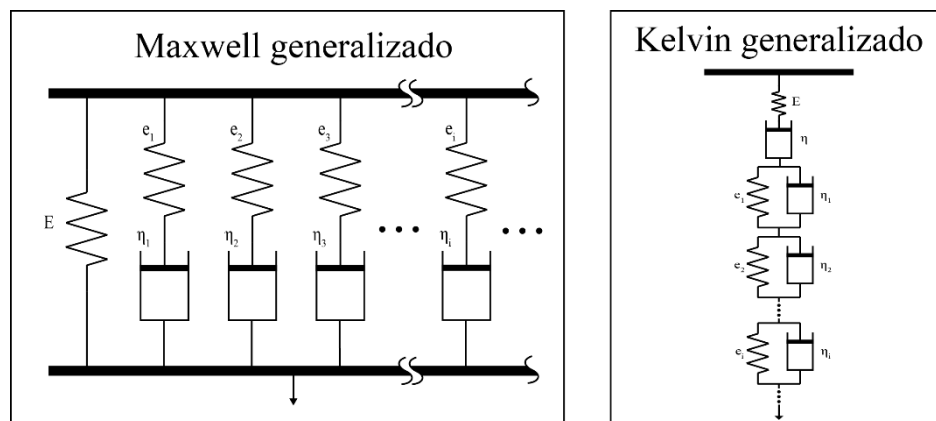


Imagen 2.2-VII Modelos generalizados

Estos modelos generalizados, se suelen representar matemáticamente mediante series de Prony (Tschoegl, 1989), lo que permite el ajuste del modelo elegido a los datos experimentales.

En el caso del modelo generalizado de Maxwell, utilizado en este trabajo, la expresión del módulo de relajación es la siguiente:

$$E(t) = E_0 \left[1 - \sum_{i=1}^{nt} e_i^* \left(1 - \exp \left(-\frac{t}{\tau_i} \right) \right) \right]$$

Donde E_0 es el módulo instantáneo del material, n_t el número de términos de Maxwell y siendo e_i y τ_i los coeficientes de Prony. Se podría entender e_i como el porcentaje de $E(t)$ que cambia cada término de la serie, mientras que τ_i es el tiempo discreto donde el término de la serie de Prony interseca la curva experimental.

También existen modelos mediante series de Prony para los casos del módulo de relajación complejo y del módulo de flexibilidad complejo, así como para el caso de fluencia. (Tschoegl, 1989).

El ajuste de Prony se realiza tradicionalmente mediante una distribución homogénea de los tiempos discretos. Barrientos et al., (2019) realizan este ajuste con una distribución optimizada de dichos tiempos, realizando también la comparación entre ambos.

El ajuste mediante distribución homogénea puede no ser una opción cuando se trata de curvas cuya forma no está distribuida en el tiempo de forma homogénea o tejidos con tiempos de relajación cortos, ya que está destinado a polímeros con tiempos de relajación mucho mayores. La distribución optimizada sitúa los coeficientes de tiempo en la escala de la manera más óptima posible, mejorando considerablemente el ajuste.

En este proyecto se utilizarán ambas distribuciones y se seleccionará aquella que presente un error menor. Aun así, y de acuerdo con Barrientos et al., (2019) se espera que la distribución óptima presente siempre errores menores que la distribución homogénea. Aunque cuanto mayor es el número de términos seleccionado la diferencia de errores es menor, el ajuste optimizado siempre es mejor. Además, normalmente se utilizan pocos términos, siendo por tanto este método optimizado mucho más ventajoso.

2.2.4 CONVERSIONES

Como ya se ha visto previamente el estudio de materiales viscoelásticos requiere el conocimiento de las funciones viscoelásticas del material, conocidas como módulos. Estos módulos pueden estar tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia, existiendo una interrelación entre ellas. Existen tantos métodos aproximados para realizar esta conversión entre funciones dependientes del tiempo y funciones dependientes de la frecuencia como módulos exactos.

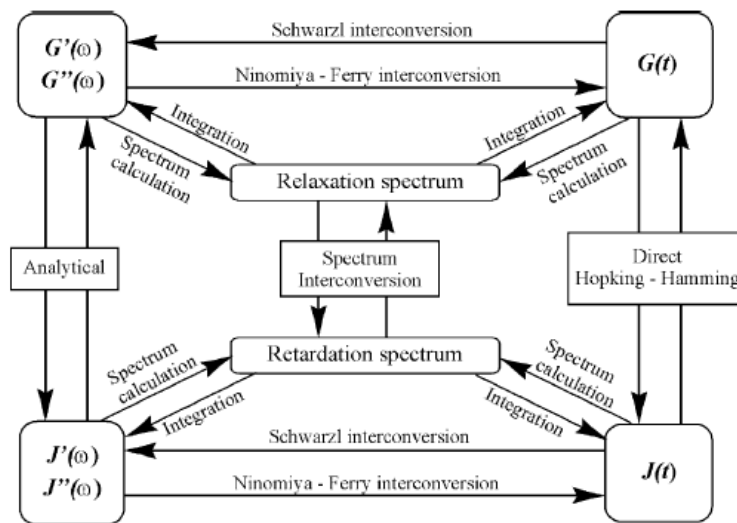


Imagen 2.2-VIII Interrelaciones entre funciones materiales (Emri et al., 2005)

Como se observa en la Imagen 2.2-VIII existen métodos para realizar las conversiones en ambas direcciones, es decir para pasar del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia y para pasar del dominio de la frecuencia al dominio del tiempo. Esta conversión se puede realizar tanto para los módulos de relajación como de fluencia. Además, también existen interconversiones entre relajación y fluencia.

En la Imagen 2.2-VIII se presentan las interconversiones para el caso de cortadura, las mismas conversiones son aplicables al caso de los módulos longitudinales.

Algunos de los métodos existentes para convertir el módulo complejo en el dominio de la frecuencia, al módulo de relajación, son los siguientes:

- El método más simple utiliza tan solo la parte real del módulo dependiente de la frecuencia.

$$G(t) \approx G'(w)|_{w=1/t}$$

- Otro método similar fue propuesto por Christensen.

$$G(t) \approx G'(w)|_{w=2/\pi t}$$

- Ninomiya y Ferry propusieron un método que tiene en cuenta la contribución de la parte real y de la parte imaginaria. Este método será el utilizado en este proyecto.

$$G(t) \approx [G'(w) - 0.4G''(0.4w) + 0.014G''(10w)]_{w=1/t}$$

- Schwarzl y Struik también propusieron numerosos métodos, uno de los más utilizados es el que se muestra a continuación.

$$G(t) \approx G'(w) - 0.337G''(0.323w)|_{w=1/t}$$

- Schwarzl también obtuvo otros métodos ampliamente utilizados, pero bastante más complejos.

$$\begin{aligned} G(t) \approx & G'(w) - 0.00807G''\left(\frac{w}{16}\right) - 0.00719G''\left(\frac{w}{8}\right) + 0.00616G'' \\ & - 0.467G''\left(\frac{w}{2}\right) + 0.0918G''(w) + 0.0534G''(2w) \\ & - 0.08G''(4w) + 0.0428G''(8w) \Big|_{w=1/t} \end{aligned}$$

Como se puede observar, estas expresiones descritas se corresponden con los módulos de cortadura. Aun así estas expresiones son las mismas para realizar la conversión entre el módulo complejo axial E^* (E' y E'') y el módulo de relajación $E(t)$.

Emri et al., (2005) estudia y compara aproximaciones realizadas con estos métodos. Observa que, exceptuando el método simple, todos los otros métodos cometen errores pequeños y dentro del rango aceptable. El mejor método aproximado es uno de los más complejos de Schwarzl, que presenta un error relativo siempre menor del 2%. El método de Christansen presenta errores entorno al 10% y el modelo Ninomiya-Ferry entorno al 5%.

De acuerdo con estas observaciones resulta lógico decantarse por el método Ninomiya-Ferry (Ninomiya & Ferry, 1958) ya que permite obtener errores relativamente pequeños sin consumir una capacidad de cálculo excesiva.

3 SIMULACIÓN NUMÉRICA DEL CASO DE APRETAMIENTO MANDIBULAR

En este capítulo se incluirá todo el programa experimental del proyecto. En cada apartado se describirán las principales líneas de trabajo desarrolladas, las cuales se irán detallando durante el presente capítulo.

Se comenzará creando el modelo de elementos finitos de la mandíbula a partir de la información existente, que posteriormente permitirá realizar todo el análisis necesario de este trabajo. Posteriormente, se analizarán y obtendrán las propiedades mecánicas del material del disco en sus diferentes regiones. Finalmente se estudiará la influencia de las diferentes características del material en el comportamiento de la mandíbula mediante el estudio de las tensiones existentes durante movimientos de apretamiento mandibular.

3.1 DESCRIPCIÓN DEL MODELO INICIAL DE EF

En este apartado se describirá el modelo de elementos finitos ya existente (Barrientos, Biomechanical characterization, modelling and simulation of the whole temporomandibular joint (TMJ), 2019) sobre el cual se trabajará en este proyecto. En próximos apartados, este modelo se modificará y mejorará para su utilización específica en este trabajo y para la consecución de los objetivos propuestos. En este apartado tan solo se explicará cómo se obtuvo y construyó, además de sus principales características.

Los modelos del hueso temporal y del cóndilo temporal se obtuvieron a partir de las imágenes obtenidas mediante tomografía 3D (CT) realizadas de la mandíbula derecha de una paciente sana. Mediante diferentes softwares de análisis digital de imágenes y de creación de mallas, los archivos fueron procesados hasta obtener un primer modelo de la ATM.

Por otra parte, el disco se creó manualmente en base a las imágenes de la resonancia magnética (IRM).

A continuación, las superficies de los huesos y el disco completo fueron mallados utilizando HYPERMESH. Los tipos de elementos utilizados se resumen en la Tabla 3.1-I.

	TIPO DE ELEMENTO
DISCO	Tetraedro (C3D4)
CÓNDILO Y FOSA	Triangular (R3D3)
CARTÍLAGO	Triangular (S3)

Tabla 3.1-I Tipos de elementos en el modelo

Las diferentes partes se exportaron al software ABAQUS donde se implementó el modelo y ensamblaje final.

El hueso temporal y el cóndilo se definieron como sólidos rígidos debido a su gran rigidez en comparación al resto de componentes, ya que el objetivo era estudiar las tensiones en el disco.

En cuanto a los materiales, para el disco se utilizaron los datos procedentes de la caracterización realiza mediante ensayos del disco completo. (Barrientos et al., 2016). Esto datos se ajustaron a través de un modelo viscoelástico lineal que se obtuvo mediante un modelo de Maxwell generalizado utilizando series de Prony optimizadas de 4 términos [Tabla 3.1-II] (Barrientos et al., 2019).

E_0	0.18029848 MPa
e_1	0.573375258226682
t_1	0.0384396848204708
e_2	0.122309844341341
t_2	0.492517002572728
e_3	0.0818891526813639
t_3	6.34991278396463
e_4	0.0926709562646039
t_4	106.481558689669

Tabla 3.1-II Coeficientes de Prony del material

Respecto a los cartílagos, se modelizaron con un comportamiento mecánico elástico lineal con los valores que se presentan en la Tabla 3.1-III. (Tanaka et al., 2014)

	E (MPa)	μ	Espesor (mm)
Cóndilo	0.8	0.3	1.15
Fosa	1.5	0.3	0.41

Tabla 3.1-III Propiedades del cartílago. Elástico lineal

En lo que se refiere a las condiciones de contorno, el movimiento del hueso temporal fue restringido, mientras que en el cóndilo se impide la rotación del mismo pero se permiten las traslaciones. Los desplazamientos que se introdujeron para conseguir una deformación del 10% para cada ángulo de apretamiento en la dirección medio-lateral se muestran en la Tabla 3.1-IV. Dichas direcciones se presentan gráficamente en la Imagen 3.1-I.

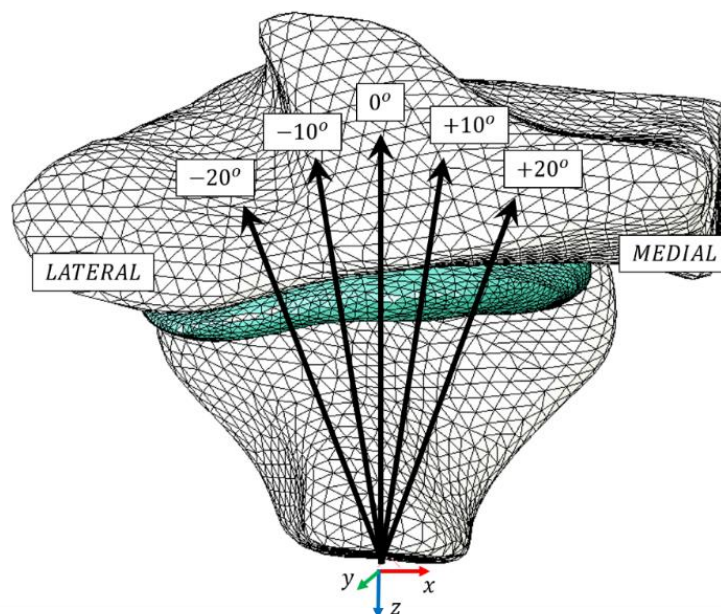


Imagen 3.1-I Direcciones de los desplazamientos (Barrientos, 2019)

Los contactos se definieron como “Surface to Surface”, además se utilizó un comportamiento tangencial de tipo “rough” y un comportamiento normal de tipo “hard” (ABAQUS, 2017).

Ángulo [°]	U1 [mm]	U2 [mm]	U3 [mm]
-20	-0.035	0.096	-0.096
-10	-0.017	0.098	-0.098
0	0	0.1	-0.1
10	0.017	0.098	-0.098
20	0.035	0.096	-0.096

Tabla 3.1-IV Desplazamiento aplicados al punto de referencia

Finalmente, las condiciones de carga se introdujeron en diferentes pasos. En primer lugar y antes de iniciar la simulación se estableció el contacto entre las partes. A continuación, se comprimió el disco progresivamente durante 0.01 segundos hasta llegar al 10% de la deformación. Finalmente se mantuvo dicha deformación durante 60 segundos permitiendo así la relajación viscoelástica del material. Este proceso de carga se muestra en la Imagen 3.1-II.

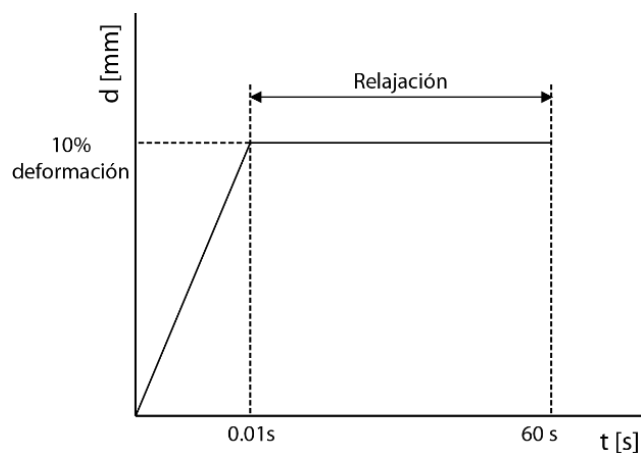


Imagen 3.1-II Proceso de carga

3.2 CREACIÓN DE UN NUEVO MODELO DE EF

Para alcanzar los objetivos de este proyecto se necesita un modelo de la articulación temporomandibular que permita realizar el análisis necesario. Como ya se mencionó anteriormente, se pretende estudiar la influencia de las propiedades materiales en las diferentes zonas del disco. Para ello, es necesario un modelo que permita editar y/o modificar la geometría del disco para aplicarle distintas propiedades mecánicas a una única parte o bloque geométrico. Esto se conseguirá mediante técnicas de realización de particiones en dicho disco.

En los siguientes apartados se explicará todo el proceso de creación de dicho modelo, y cómo partiendo de la información de la que se dispone se llega a un modelo funcional que permita realizar todo tipo de modificaciones y mejoras.

3.2.1 DEFINICIÓN DE LAS REGIONES DEL DISCO

Antes de comenzar a realizar el modelo se debe decidir la geometría y las dimensiones que tendrán las diferentes regiones del disco. En este subapartado se valoran distintas posibilidades y se decide la más conveniente para este proyecto.

De acuerdo con la información y artículos existentes (Fernández, Lamela, Ramos, Fernández-Canteli, & Tanaka, 2013) sobre las distintas propiedades del disco es función de las regiones estudiadas del mismo, este se divide el disco en 5 regiones: central, anterior, posterior, medial y lateral. Los ensayos existentes de artículos previos se realizaron sobre una probeta extraída de cada región o mediante ensayos con identadores. Al ser una única probeta o una única identificación por región, la dificultad reside en establecer cuál es la dimensión real de cada región, así como las fronteras entre ellas ya que no existe ningún estudio sobre este tema.

Para llevar a cabo este análisis es importante prestar atención al método y proceso utilizado para la extracción de las probetas. En Fernández et al. (2013) las dimensiones de las probetas utilizadas son de 4 mm de diámetro. También cabe destacar que las probetas de las zonas anterior y posterior se extrajeron de una región relativamente próxima a la probeta central debido a 1) el tamaño del disco de cerdo utilizado y a 2) las limitaciones existentes para extraer una probeta de espesor constante en la zona lateral del disco debido al engrosamiento del cartílago presente en la periferia del disco. Con estas consideraciones se hace un boceto de cuáles serían las posibles particiones [Imagen 3.2-I], prestando mucha atención a las dimensiones en la dirección antero-posterior ya que es la más limitada en espacio.

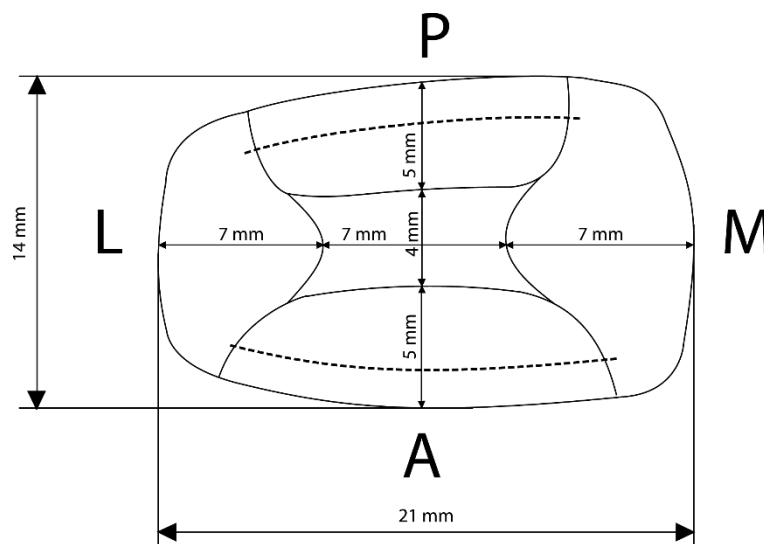


Imagen 3.2-I Esquema de las 5 zonas

Finalmente, para facilitar el proceso de creación, y ya que no se sabe cuál es la mejor división de las diferentes regiones, se opta por la utilización de líneas rectas [Imagen 3.2-II], respetando siempre las dimensiones acordadas en el planteamiento inicial. Esta elección también viene motivada por la complejidad que implica realizar otro tipo de particiones en una geometría tan compleja.

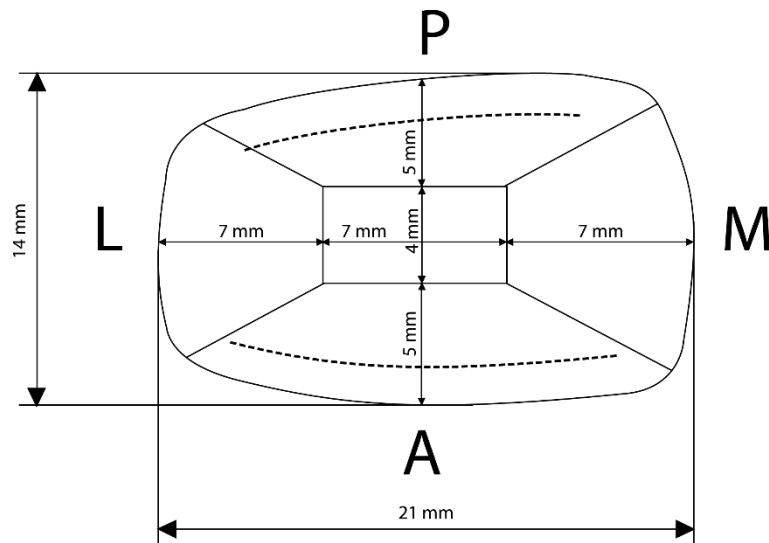


Imagen 3.2-II Esquema de las 5 zonas adoptado

3.2.2 CREACIÓN DEL MODELO

El modelo de elementos finitos del que se dispone consta de un disco que ha sido importado al software ABAQUS mallado previamente mediante el software HYPERMESH y, por tanto, no se puede modificar dicha malla. En el software de EF es un elemento importado como “Orphan Mesh”, es decir, una malla no asociada a una geometría. En ABAQUS, para poder realizar cualquier operación sobre una malla debe existir una geometría asociada a ella, y en este caso no es así.

Para la realización de este proyecto se necesita modificar la malla, ya que es necesario realizar las particiones que se utilizarán para dividir las diferentes regiones del disco, además de mejorarla si fuese necesario. Cada una de estas particiones tendrá propiedades materiales diferentes que deberán poder modificarse en el software utilizado.

Como se ha mencionado, estas modificaciones y particiones no se puede realizar sobre el modelo del disco existente y por ello se debe crear un modelo nuevo, pero manteniendo las geometrías existentes. Para solventar este problema se realiza el proceso aquí descrito.

En primer lugar, se busca información y se consigue un complemento que implementado en el software ABAQUS permite recuperar una superficie a partir de una malla existente. El complemento es semiautomático, es decir, recupera aquellas partes que es capaz de identificar de manera directa y, luego, permite ir completando la superficie que cierra un volumen de malla de manera manual, es decir, seleccionando en estos casos cada triángulo concreto mediante sus tres nodos. Una vez se tiene la superficie completa, se genera el volumen interior mediante elementos volumétricos, en este caso, tetraedros.

Una vez que se dispone de la nueva geometría, sobre la que se podrán realizar todas las modificaciones deseadas, esta se debe incorporar al conjunto en la posición adecuada. Debido a la complejidad de las geometrías esta tarea también presenta dificultades. La técnica utilizada consiste en mover el disco nuevo a la misma posición en la que se encuentra el disco anterior. Una vez en esta posición ya se puede eliminar el disco anterior y continuar trabajando con el nuevo conjunto al completo.

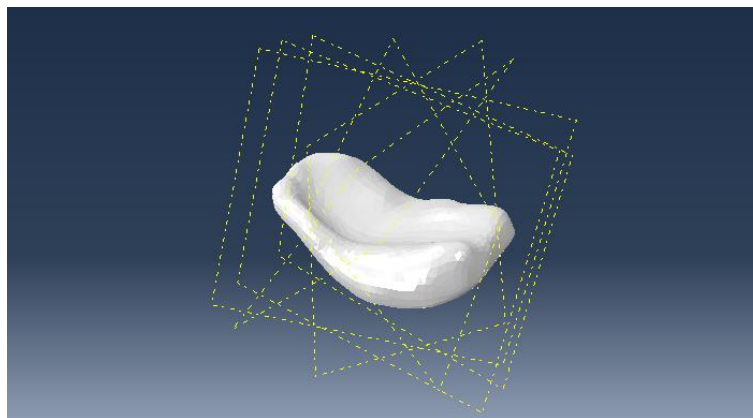


Imagen 3.2-III Disco nuevo y planos auxiliares

En este nuevo disco creado ya se pueden crear las particiones necesarias. Para crear estas particiones se necesita algún tipo de referencia, por ello se crean varios planos auxiliares que permitan realizar dichas particiones en la geometría existente. [Imagen 3.2-III]

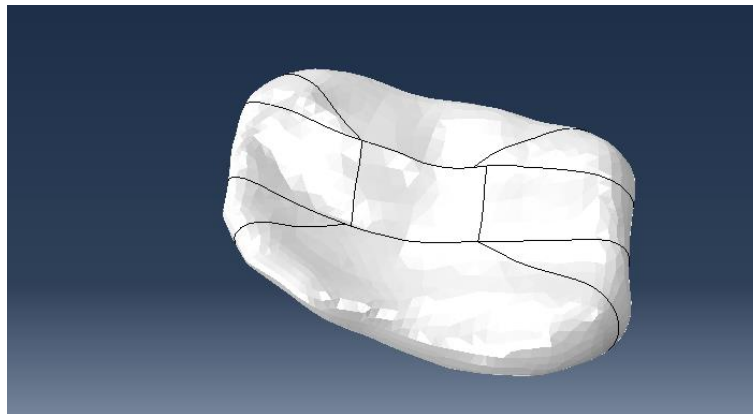


Imagen 3.2-IV Disco con particiones

Una vez se tiene el disco dividido en las 5 regiones (central, anterior, posterior, lateral y media), se deben crear las superficies que se utilizarán para crear los contactos y la capa de elementos (“skins”) que modelizarán los cartílagos. La dificultad que presenta este proceso es la necesidad de diferenciar zonas en la superficie, la cual no consta de referencia alguna. Para ello se cortan los bordes de las particiones realizados anteriormente y, mediante estos puntos de división se crean unos cortes que delimitan las superficies buscadas.

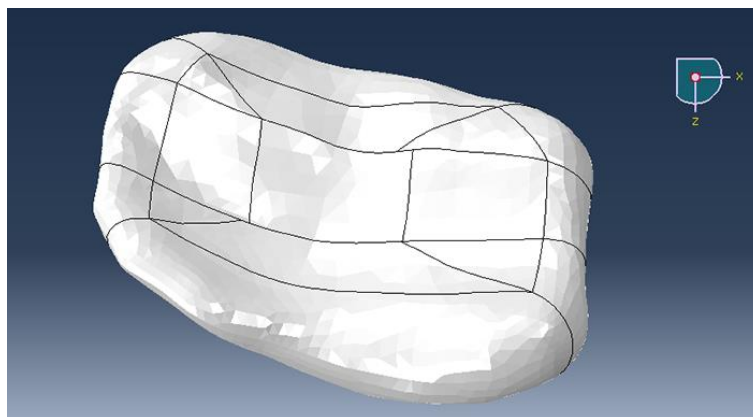


Imagen 3.2-V Skin

Con estas superficies se crean las skins que hacen las funciones del cartílago, y se les asigna el material y espesor correspondiente [Tabla 3.1-III]. Dichas skins se mallan con elementos triangulares de tipo lineal, al igual que en el modelo original.

Con todas las particiones y divisiones creadas se pasar a mallar el disco. Inicialmente, se utilizan tetraedros de tipo lineal (C3D4) y con un tamaño de 1 mm, esto se analizará más adelante y se compararán múltiples opciones. También se debe asignar el material al disco. En el cálculo inicial se asigna un único material para todo el disco [Tabla 3.1-II]. Esta modelización inicial se realiza para comparar el modelo ya existente con el nuevo a fin de valorar la influencia de las modificaciones introducidas: particiones y mallado, principalmente.

Finalmente, se crean las interacciones, aplicadas en las superficies oportunas en este caso se utilizan interacciones de tipo TIE a diferencia del modelo original que utilizaba interacciones tipo “Surface to surface”.

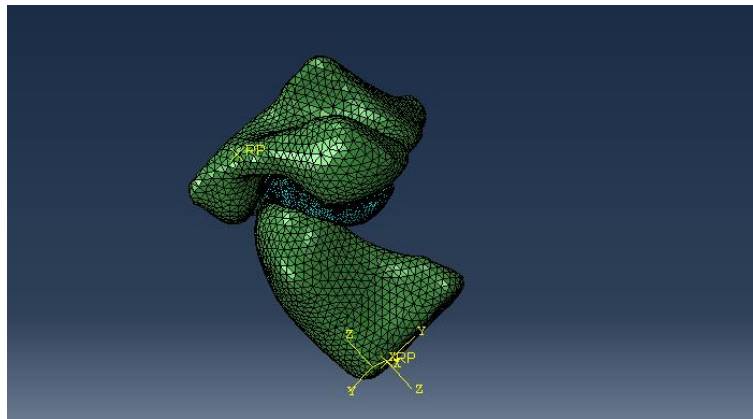


Imagen 3.2-VI Conjunto ATM

Se decide utilizar interacciones TIE ya que permite simplificar el modelo evitando influencias o efectos colaterales. En caso de que se observen diferencias con la utilización de diferentes materiales, será claramente debido a este cambio en las propiedades del disco.

Si bien esta condición es distinta, es importante destacar que el objetivo principal es comparar el comportamiento de la ATM y más concretamente del disco al utilizar un único material para el mismo frente a utilizar para cada región una propiedad diferente. Por lo tanto, minimizar el efecto de otras variables, como es la influencia de los contactos, es importante. Además, se está simulando una situación de apretamiento bajo compresión sobre el disco y por tanto, la hipótesis de que no existen desplazamientos laterales entre ambas partes puede ser admisible. Finalmente, también se tiene en cuenta que el tipo de contactos que se utilizaban en el modelo original es bastante restrictivo, ya que limitaban considerablemente el movimiento en la dirección normal y tangencial.

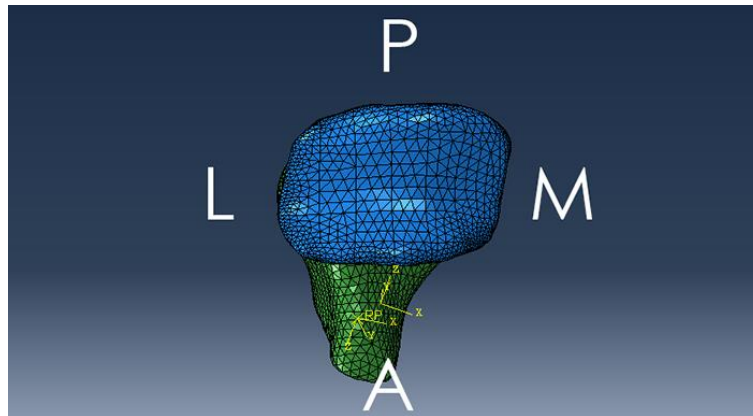


Imagen 3.2-VII Orientación del disco

Finalmente, se calculan los desplazamientos que son necesarios para obtener una deformación del 10% en los distintos ángulos de estudio. En la dirección medio-lateral se utilizan los datos ya existentes del modelo previo [Tabla 3.2-I]. Adicionalmente, en este trabajo, se introducen dos nuevas direcciones de simulación en la dirección antero-posterior. De este modo se podrán realizar comparaciones de comportamientos en estas dos regiones del disco: anterior y posterior.

Para obtener los valores de los desplazamientos que se deben aplicar en el modelo de cálculo en la dirección antero-posterior se parte de los datos existentes para el ángulo de 0° y geoméricamente se obtienen los valores correspondientes para los ángulos de apretamiento $+10^\circ$ y -10° [Tabla 3.2-II].

Ángulo [°]	U1 [mm]	U2 [mm]	U3 [mm]
-20	-0.035	0.096	-0.096
-10	-0.017	0.098	-0.098
0	0	0.1	-0.1
10	0.017	0.098	-0.098
20	0.035	0.096	-0.096

Tabla 3.2-I Desplazamientos para la variación en la dirección medio-lateral

Ángulo [°]	U1 [mm]	U2 [mm]	U3 [mm]
-10	-0.017	0.098	-0.098
0	0	0.1	-0.1
10	0.017	0.098	-0.098

Tabla 3.2-II Desplazamientos para las variaciones en la dirección antero-posterior

3.2.3 VERIFICACIÓN Y COMPARACIÓN DEL MODELO

Una vez se consigue crear un modelo que permita realizar modificaciones en la malla, se procede a comprobar si se obtienen resultados similares al modelo original, verificando así el nuevo modelo creado.

Para realizar esta verificación se realizan los cálculos de las tensiones existentes (tensiones principales máximas y mínimas) para los diferentes ángulos de apretamiento a estudiar [Tabla 3.2-I]. Como ya se mencionó, en este primer análisis se utilizan las mismas propiedades materiales en todo el disco.

En la Tabla 3.2-III y Tabla 3.2-IV, se muestran las tensiones principales máximas y mínimas del disco en su parte más próxima al cóndilo y en su parte más proximal al hueso temporal. Estas tensiones se muestran para los dos instantes más característicos, el último instante (60 s) donde son más bajas, y en el primer instante tras aplicar la deformación máxima (0.01 s) donde las tensiones son mayores. Los casos mostrados en estas tablas son para un ángulo de 0°, aunque también se realizaron los cálculos para varios ángulos y las conclusiones que permiten sacar son similares.

Para realizar estas comparaciones se utilizaron las ponderaciones necesarias para suavizar las tensiones, es decir, ponderando al 75%, 85% y 100%. Lo resultados mostrados en la Tabla 3.2-III y Tabla 3.2-IV utilizan una ponderación del 85%.

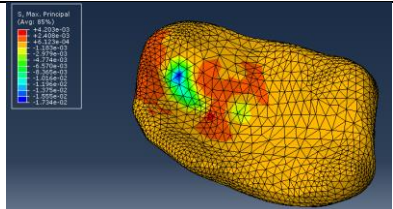
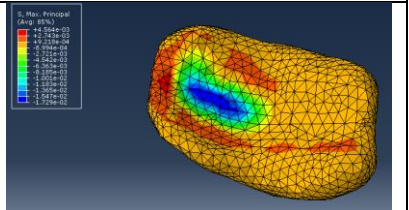
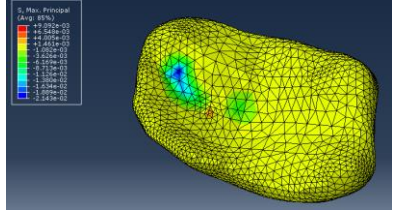
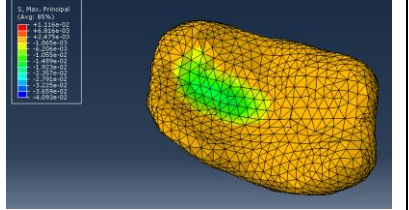
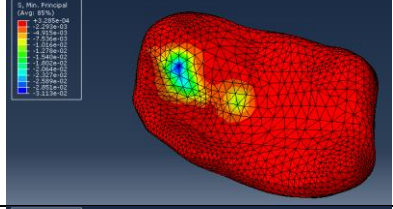
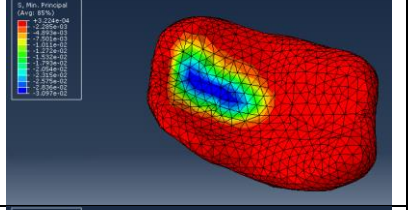
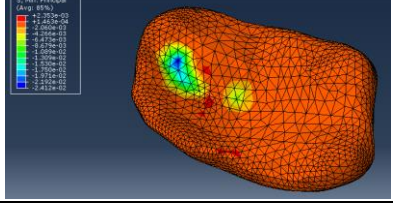
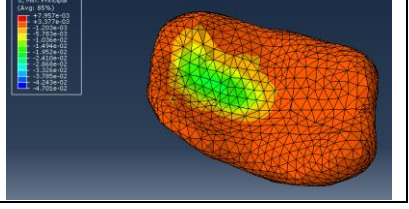
	Modelo original	Modelo nuevo
Principal Max 0.01 s		
Principal Max 60 s		
Principal Min 0.01 s		
Principal Min 60 s		

Tabla 3.2-III Tensiones principales en el disco (parte del cóndilo). Ponderación 85%

	Modelo original	Modelo nuevo
Principal Max 0.01 s		
Principal Max 60 s		
Principal Min 0.01 s		
Principal Min 60 s		

Tabla 3.2-IV Tensiones principales en el disco (parte temporal). Ponderación 85%

En la Tabla 3.2-V se muestran los valores de las tensiones máximas, tanto positivos como negativos, es decir, a tracción y a compresión. Al realizar estas comparaciones se observa que los valores de las tensiones principales poseen órdenes de magnitud similares. Además, los valores máximos, que se observan para 0.01 s, son similares entre ambos modelos.

		Modelo original [kPa]	Modelo nuevo [kPa]
Principal Max 0.01 s	Tensión max (+)	4.20	4.56
	Tensión max (-)	17.34	17.29
Principal Max 60 s	Tensión max (+)	9.09	11.16
	Tensión max (-)	21.43	40.93
Principal Min 0.01 s	Tensión max (+)	0.33	0.32
	Tensión max (-)	31.1	30.97
Principal Min 60 s	Tensión max (+)	2.35	7.96
	Tensión max (-)	24.12	47.01

Tabla 3.2-V Comparación de valores máximos de las tensiones

También se puede observar que los patrones de distribución de tensiones son diferentes entre ambos modelos. Mientras que en el modelo original se observan siempre dos zonas de concentración de tensiones que se podría deber a dos zonas de contacto, en el modelo nuevo se observa una única zona de mayor superficie. Esta nueva distribución parece más lógica ya que representaría una zona de contacto más homogénea y semejante a la realidad. Se podría concluir por tanto que el nuevo modelo produce mejoras en la distribución de tensiones respecto al modelo anterior.

Finalmente, en el modelo original se observan ciertos problemas de concentración de tensiones que en el modelo nuevo se minimizan considerablemente.

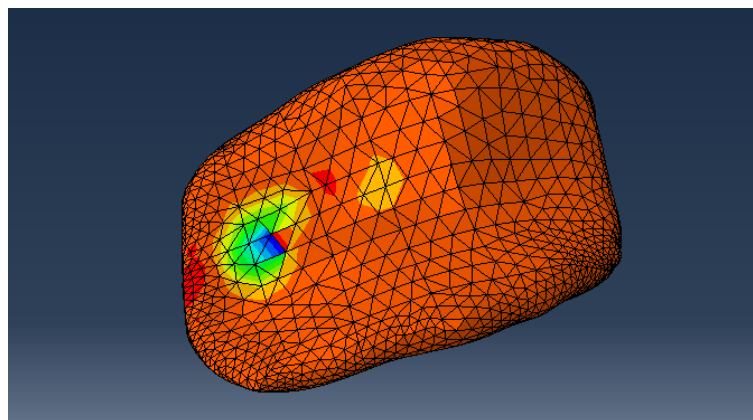


Imagen 3.2-VIII Tensiones principales máximas para el instante 0.01. Modelo original

En la Imagen 3.2-VIII, que muestra el modelo original, se observa una alta concentración de tensiones en una zona muy concreta en la zona lateral del disco (ponderación 75%). En la imagen equivalente, pero para el modelo nuevo (mismo instante), se observa una distribución bastante más homogénea para la misma ponderación [Imagen 3.2-IX]. Esto se debe a que la nueva malla, más fina y homogénea, se adecúa mejor a esta geometría y permite obtener mejores resultados.

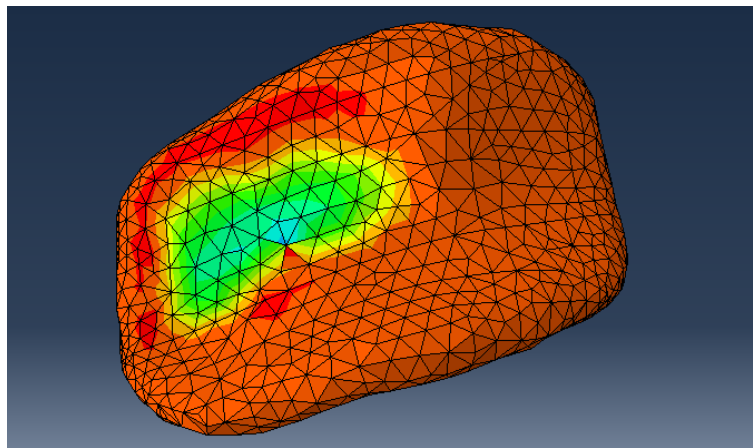


Imagen 3.2-IX Tensiones principales máximas para el instante 0.01. Modelo nuevo

A la vista de los resultados iniciales se da por válido este nuevo modelo y se procede a su mejora.

3.2.4 ELECCIÓN DEL MODELO ÓPTIMO

En el subapartado anterior se ha comparado el nuevo modelo con el modelo original y se han analizado los resultados, dando finalmente el nuevo modelo por válido además de que se han obtenido mejoras significativas en cuanto a la distribución de tensiones. En este momento ya se tiene un modelo totalmente operativo y mediante el cual, como se ha visto, se obtienen resultados coherentes y de acuerdo con lo esperado. Aun así, se observan pequeños fallos en elementos aislados y se considera que este nuevo modelo se podría mejorar. Existen parámetros que se pueden modificar y que influyen sobre los resultados obtenidos.

Por todo ello en este subapartado se realizarán múltiples simulaciones modificando estos parámetros para posteriormente analizar qué modelo se comporta mejor y seleccionarlo como el modelo que se utilizará posteriormente para conseguir los objetivos de este proyecto.

Los dos parámetros principales que influyen de manera considerable sobre el resultado obtenido son, el tamaño de elemento y la utilización de elementos lineales o cuadráticos. Para analizar su influencia se realizan simulaciones modificando cada uno de ellos por separado, además de modificar ambos al mismo tiempo.

La primera comparación se realiza con el objetivo de comparar los resultados dependiendo del tipo de elemento utilizado. Para ello se compara un modelo con elementos lineales y otro con elementos cuadráticos, ambos modelos con un tamaño de elemento igual a 1 mm y observando los resultados con una ponderación del 75%, ya que es la utilizada más comúnmente. Esta comparación se observa en la Tabla 3.2-VI, aunque no se muestran todos los casos posibles, sino que se seleccionan varios instantes y tensiones, es suficiente para sacar las conclusiones pertinentes.

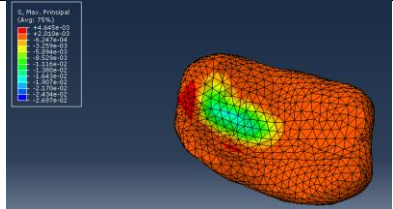
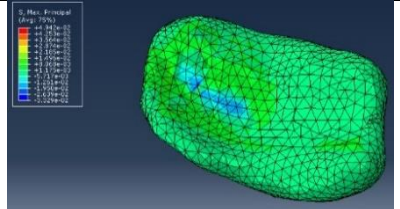
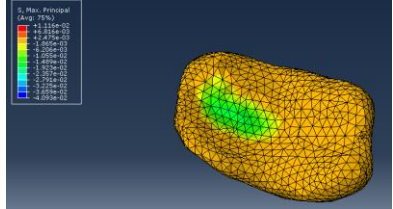
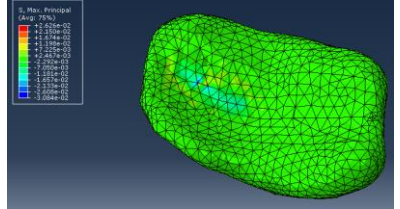
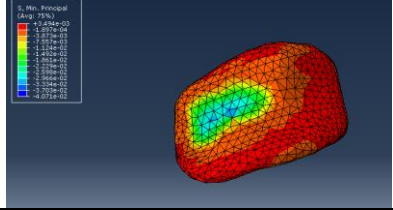
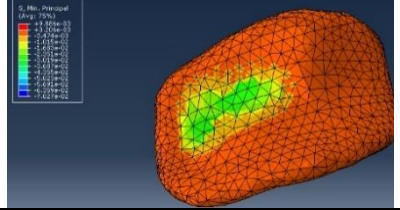
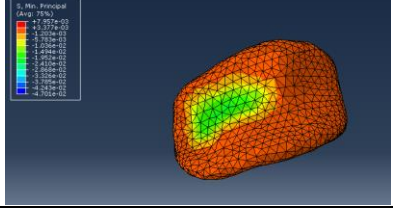
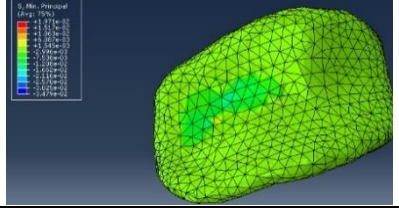
	Lineal	Cuadrático
Principal Max 0.01 s		
Principal Max 60 s		
Principal Min 0.01 s		
Principal Min 60 s		

Tabla 3.2-VI Tensiones. Elementos lineales y elementos cuadráticos. Ponderación 75%

A priori parece más interesante seguir utilizando el modelo con elementos lineales, ya que los elementos cuadráticos no muestran ninguna mejora. Aparecen tensiones aisladas concentradas en zonas donde no existen, esto se observa tanto gráficamente como observando los valores máximos, más grandes en este nuevo modelo. Además, consume muchos recursos lo que impedirían a posteriori reducir el tamaño de elemento. [Tabla 3.2-VI]

		Lineal 1 mm	Cuadrático 1 mm
Principal Max 0.01 s	Tensión max (+)	4.65 kPa	49.42 kPa
	Tensión max (-)	26.97 kPa	33.29 kPa
Principal Max 60 s	Tensión max (+)	11.16 kPa	26.26 kPa
	Tensión max (-)	40.93 kPa	30.84 kPa
Principal Min 0.01 s	Tensión max (+)	3.49 kPa	9.89 kPa
	Tensión max (-)	40.71 kPa	70.27 kPa
Principal Min 60 s	Tensión max (+)	7.96 kPa	19.71 kPa
	Tensión max (-)	47.01 kPa	34.79 kPa

Tabla 3.2-VII Tensiones máximas. Elementos lineales y elementos cuadráticos.

También se realiza una prueba con elementos cuadráticos de tamaño 0.7 mm. para compararla con la simulación con elementos cuadráticos de 1 mm. En este caso no se observan mejoras notables y las tensiones máximas son similares (Tabla 3.2-VIII), sigue sin parecer interesante utilizar elementos cuadráticos. En la Tabla 3.2-IX se comparan gráficamente las tensiones de estos dos modelos.

		Cuadrático 1 mm	Cuadrático 0.7 mm
Principal Max 0.01 s	Tensión max (+)	49.42 kPa	37.39 kPa
	Tensión max (-)	33.29 kPa	43.13 kPa
Principal Max 60 s	Tensión max (+)	26.26 kPa	27.11 kPa
	Tensión max (-)	30.84 kPa	39.01 kPa
Principal Min 0.01 s	Tensión max (+)	9.89 kPa	7.56 kPa
	Tensión max (-)	70.27 kPa	86.64 kPa
Principal Min 60 s	Tensión max (+)	19.71 kPa	20.50 kPa
	Tensión max (-)	34.79 kPa	51.76 kPa

Tabla 3.2-VIII Tensiones máximas. Elementos cuadráticos de 1 mm y cuadráticos de 0.7 mm

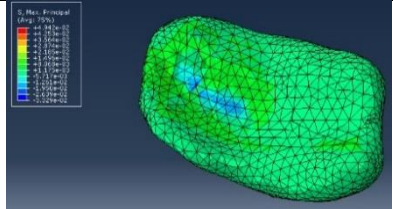
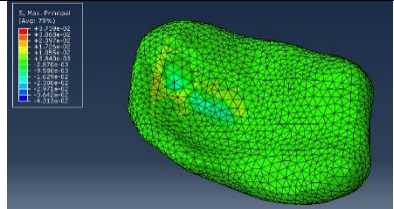
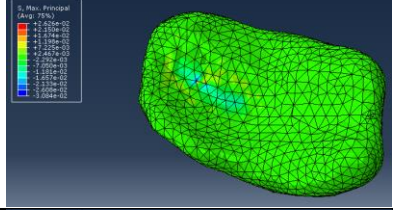
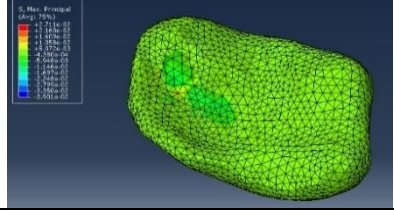
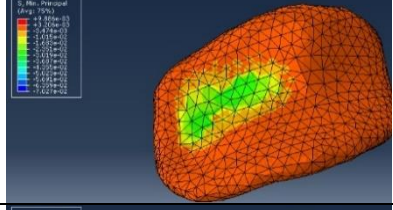
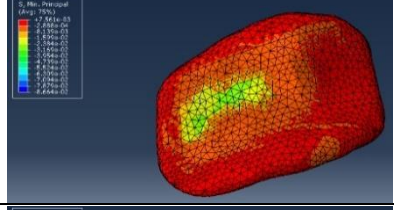
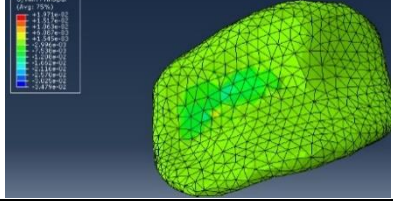
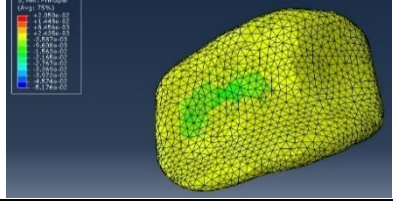
	Cuadrático tamaño 1 mm	Cuadrático tamaño 0.7 mm
Principal Max 0.01 s		
Principal Max 60 s		
Principal Min 0.01 s		
Principal Min 60 s		

Tabla 3.2-IX Tensiones. Elementos cuadráticos con diferentes tamaños. Ponderación 75%

Por otra parte, se estudia la influencia del tamaño de elemento, en este caso con elementos lineales, ya que con los elementos cuadráticos se observaron grandes mejoras. Se realizan simulaciones para tamaño 1 mm, 0.7 mm y 0.5 mm. En la Tabla 3.2-X se compara el tamaño más grande (1 mm) y el más pequeño (0.5 mm). Incluso con el tamaño más pequeño, el tiempo empleado en el cálculo no se ve gravemente incrementado.

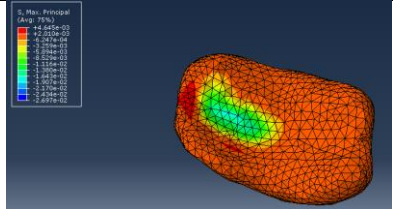
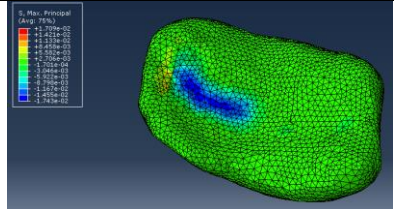
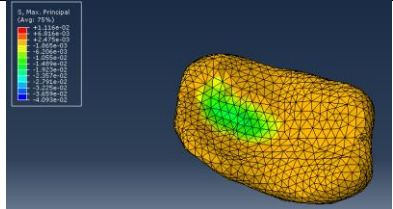
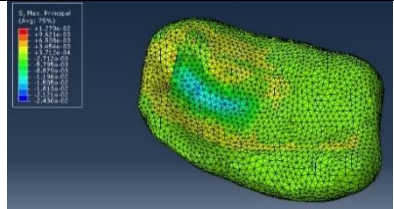
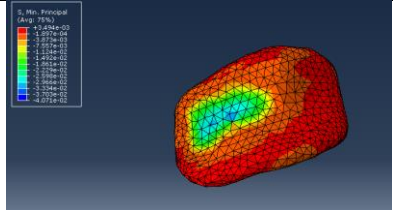
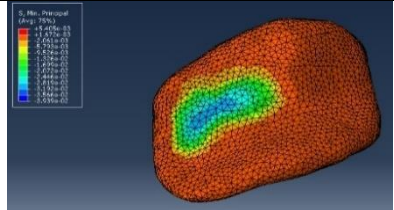
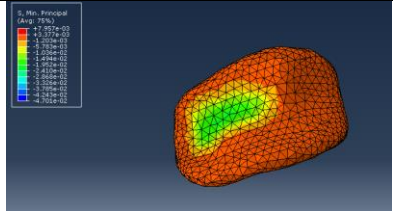
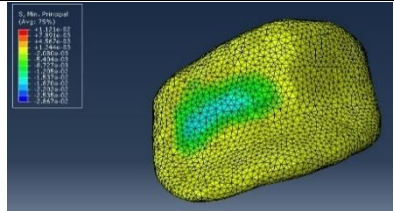
	Tamaño 1 mm	Tamaño 0.5 mm
Principal Max 0.01 s		
Principal Max 60 s		
Principal Min 0.01 s		
Principal Min 60 s		

Tabla 3.2-X Tensiones principales. Comparación de tamaños.

Este cambio sí que resulta interesante ya que se observa como los patrones de tensiones son más homogéneos y presentan cambios más graduales (Tabla 3.2-X). Esta mejora se corrobora con la reducción de alguno de los valores de las tensiones máximas a compresión, ya que desaparecen algunas concentraciones de tensiones puntuales (Tabla 3.2-XI). Debido a estas mejoras y a que el tiempo de cálculo no se ha incrementado demasiado, se trabajará con este tamaño en el modelo definitivo, es decir, el modelo final constará de elementos lineales de 5 mm.

		Tamaño 1 mm	Tamaño 0.5 mm
Principal Max 0.01 s	Tensión max (+)	4.65 kPa	17.09 kPa
	Tensión max (-)	26.97 kPa	17.43 kPa
Principal Max 60 s	Tensión max (+)	11.16 kPa	12.70 kPa
	Tensión max (-)	40.93 kPa	24.30 kPa
Principal Min 0.01 s	Tensión max (+)	3.49 kPa	5.41 kPa
	Tensión max (-)	40.71 kPa	39.39 kPa
Principal Min 60 s	Tensión max (+)	7.96 kPa	11.21 kPa
	Tensión max (-)	47.01 kPa	28.67 kPa

Tabla 3.2-XI Tensiones máximas. Elementos lineales de 1 mm y elementos lineales de 0.5 mm.

Aunque el modelo haya mejorado considerablemente se observan, en la parte del cóndilo, unas pequeñas incongruencias en determinados elementos. Esto se ve claramente en las tensiones principales máximas de la parte del cóndilo para el instante 60 s. En la Imagen 3.2-X se muestra el detalle de estos elementos.

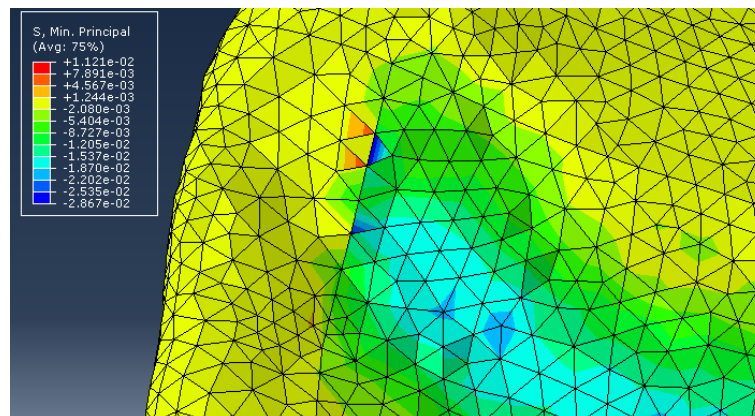


Imagen 3.2-X Problemas con determinados elementos.

Se observa que estos problemas ocurren entorno a una línea recta, y además se observan las mismas diferencias con una ponderación al 20%. Mostrando al mismo tiempo la superficie del cartílago, en la Imagen 3.2-XI se observa que esta línea de diferencias coincide justamente con el límite del cartílago. Se crea por tanto un nuevo modelo con esta superficie más amplia en esta parte.

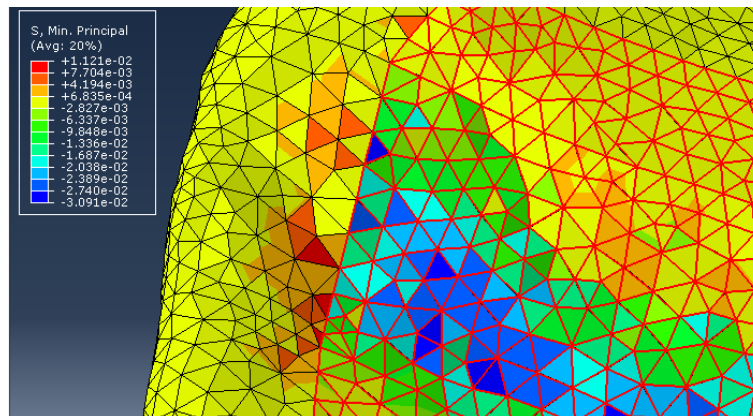


Imagen 3.2-XI Visualización de la skin sobre los resultados

En la Imagen 3.2-XII se muestran las mismas tensiones con una ponderación del 20% para el modelo nuevo y se observa cómo el cálculo ha mejorado notablemente en esa zona de frontera. Se toma por tanto este nuevo modelo como el modelo definitivo.

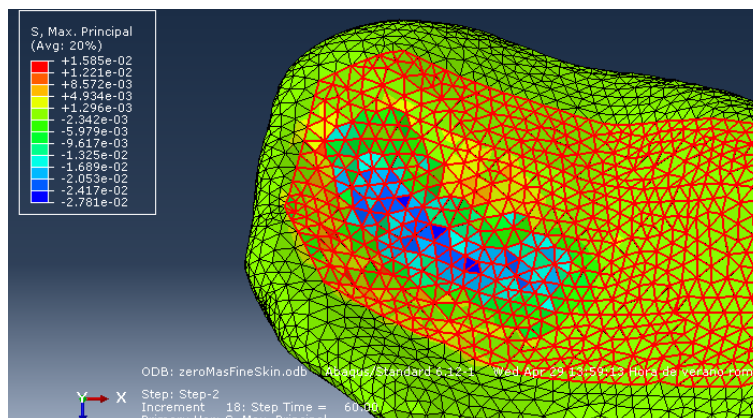


Imagen 3.2-XII Resultados con la nueva skin

En resumen, el modelo más óptimo encontrado y que se utilizará para el resto del proyecto está formado por elementos de tipo lineal con un tamaño de 0.5 mm y utilizando una skin ampliada y mejorada que cubra mejor la superficie.

Las tensiones para este modelo final se observan en la Tabla 3.2-XII, mientras que sus valores máximos y mínimos se muestran en la Tabla 3.2-XIII.

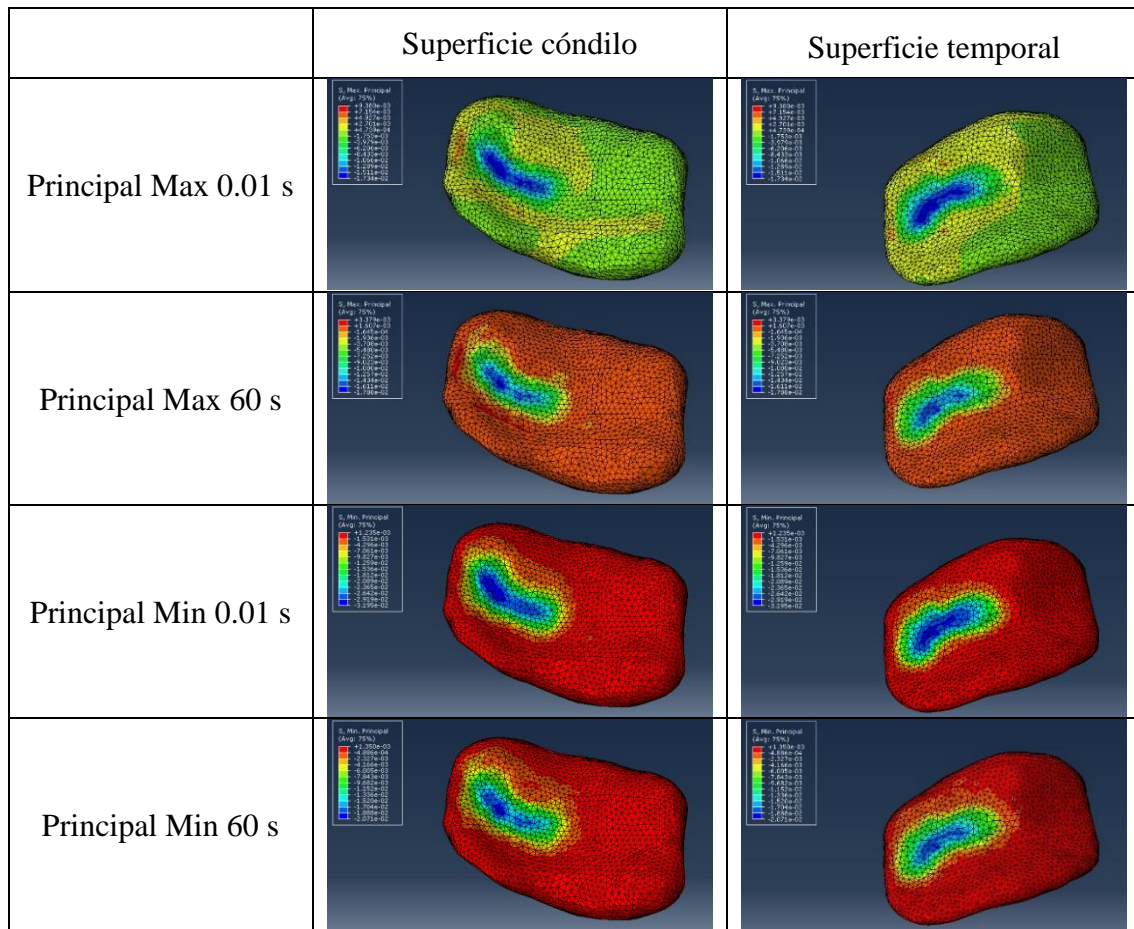


Tabla 3.2-XII Tensiones principales del modelo seleccionado. Ponderación 75%

	Tensiones máximas (+) kPa	Tensiones máximas (-) kPa
Principal Max 0.01 s	9.38	-17.34
Principal Max 60 s	3.38	-17.00
Principal Min 0.01 s	1.24	-31.95
Principal Min 60 s	1.35	-20.71

Tabla 3.2-XIII Tensiones máximas para el modelo seleccionado

3.3 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

En este apartado se mostrará el procedimiento utilizado para obtener las propiedades estáticas del material del disco en sus 5 regiones. El objetivo de este apartado es conseguir el ajuste de Prony del módulo de relajación, ya que estos datos se introducirán directamente en el modelo de elementos finitos ya creado.

Los datos de partida se obtienen del artículo (Fernández et al., 2013) y se muestran en la Imagen 3.3-I y en la Imagen 3.3-II. Estos datos se obtuvieron mediante el ensayo de varios discos bajo compresión con deformaciones dinámicas (sinusoidales) con frecuencias entre 0.01 Hz y 10 Hz, obteniéndose así los módulos dinámicos de las 5 regiones del disco.

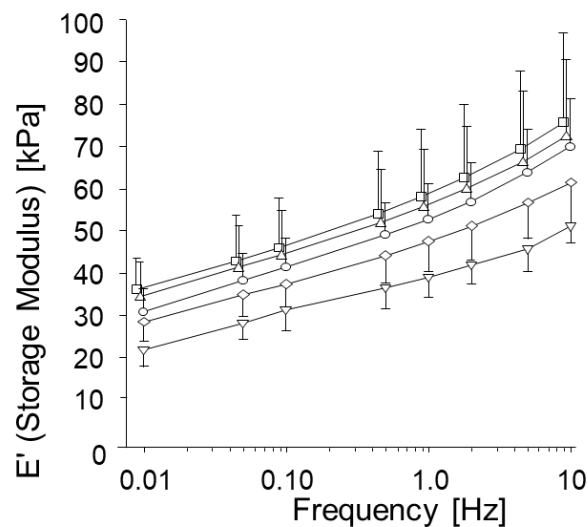


Imagen 3.3-I Módulo de almacenamiento □ Posterior, ▲ Anterior, ○ Central, ◇ Medial, ▼ Lateral. (Fernández et al., 2012)

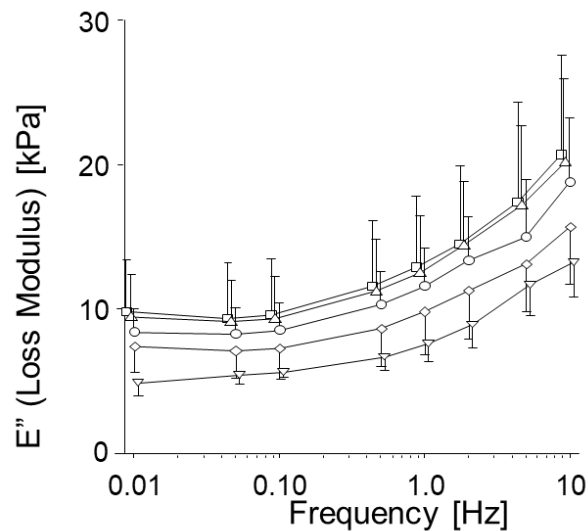


Imagen 3.3-II Módulo de pérdidas □ Posterior, ▲ Anterior, ○ Central, ◇ Medial, ▼ Lateral.
(Fernández et al., 2012)

Partiendo de los datos dinámicos ya existentes se obtienen los datos estáticos a través de la conversión de Ninomiya-Ferry ya explicada en el apartado 2.2.

La información de partida se dispone en un fichero que consta de los datos dinámicos de cada región del disco. Por cada valor de frecuencia existe un valor del módulo de almacenamiento y un valor del módulo disipativo o de pérdidas, además de los valores de las dispersiones respectivas.

Ya que se trata de puntos discretos, para hacer la conversión, se utilizan previamente funciones de interpolación (splines) sobre los datos de partida.

Por tanto, con los datos de partida y un pequeño script programado en Matlab que permite utilizar la citada conversión se obtiene el módulo de relajación aproximado para las diferentes zonas del disco. Obteniéndose, por tanto, un valor del módulo para cada instante de tiempo, comprendidos estos entre 0.1 y 100 segundos, además de sus desviaciones. A continuación, se muestran los resultados para las cinco regiones. Se obtienen los datos del módulo, así como sus desviaciones, todos ellos para cada instante de tiempo.

Tiempo [s]	E [Pa]	E _{max} [Pa]	E _{min} [Pa]
0.1	65584	81503	49665
0.26827	58906	73057	44754
0.71969	52978	65583	40373
1.9307	48033	59246	36820
5.1795	42943	53190	32696
13.895	39205	48178	30231
37.276	34171	41936	26406
100	30437	37433	23442

Tabla 3.3-I Resultados para la región anterior

Tiempo [s]	E [Pa]	E _{max} [Pa]	E _{min} [Pa]
0.1	63799	73665	53933
0.26827	56287	64859	47715
0.71969	50250	58220	42280
1.9307	45284	52232	38336
5.1795	40501	46988	34014
13.895	36652	42415	30888
37.276	31228	36415	26041
100	27178	32033	22322

Tabla 3.3-II Resultados para la región central

Tiempo [s]	E [Pa]	E _{max} [Pa]	E _{min} [Pa]
0.1	46379	49502	43284
0.26827	40583	44745	36993
0.71969	37601	41777	32982
1.9307	33727	38478	29030
5.1795	31734	36684	25407
13.895	27541	31939	23738
37.276	22882	27203	19529
100	19756	24206	15961

Tabla 3.3-III Resultados para la región lateral

Tiempo [s]	E [Pa]	E _{max} [Pa]	E _{min} [Pa]
0.1	56108	64386	47830
0.26827	50254	57463	43045
0.71969	45290	51797	38783
1.9307	40828	46360	35297
5.1795	36643	41605	31681
13.895	33285	37875	28694
37.276	28635	32836	24433
100	25184	29120	21247

Tabla 3.3-IV Resultados para la región medial

Tiempo [s]	E [Pa]	E _{max} [Pa]	E _{min} [Pa]
0.1	68567	87481	49653
0.26827	61336	77749	45143
0.71969	55212	70050	40202
1.9307	49788	63081	36538
5.1795	44968	56208	33206
13.895	40563	50687	30619
37.276	35482	43261	26882
100	31934	37776	24092

Tabla 3.3-V Resultado para la región posterior

En la Imagen 3.3-III se muestran gráficamente estos resultados, es decir, el módulo de relajación para las 5 regiones con sus desviaciones a lo largo del tiempo.

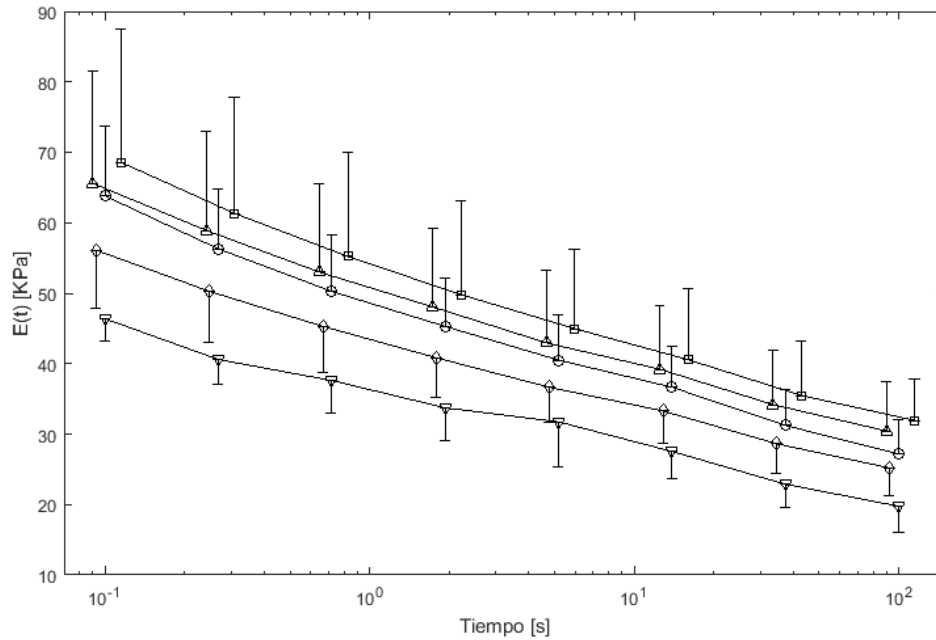


Imagen 3.3-III Modulo de relajación para las cinco regiones. □ Posterior, ▲ Anterior, ○ Central, ◇ Medial, ▼ Lateral.

Una vez se tienen los datos estáticos, es decir, en función del tiempo, se pasa a realizar el ajuste de estos mediante series de Prony.

Para ello se utiliza una función de Matlab que permite realizar el ajuste con series homogéneas u optimizadas de hasta 10 términos (Barrientos et al., 2019). Con esta función, además de obtener los resultados de cada ajuste, se obtiene una gráfica que permite observar los errores para cada ajuste. Estas operaciones se realizarán para las cinco regiones.

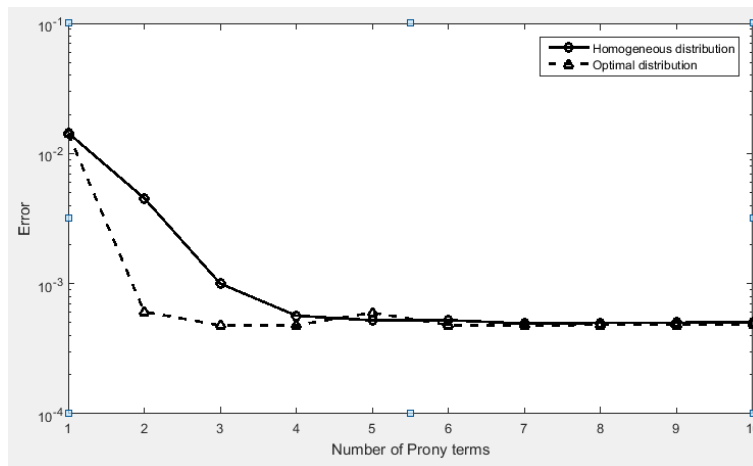


Imagen 3.3-IV Errores para la región central

La Imagen 3.3-IV muestra estos errores para la región central, aunque el comportamiento es similar en todas las regiones. Observando estos errores que se obtienen para cada tipo de ajuste (homogéneo u optimizado) y para todos los elementos, se concluye que en este caso la mejor opción es utilizar series de Prony optimizadas de 3 términos. Esta es la solución óptima en las 5 regiones y por tanto la que se utilizará finalmente en la simulación de elemento finitos. En las siguientes imágenes se muestra este ajuste seleccionado para las cinco regiones.

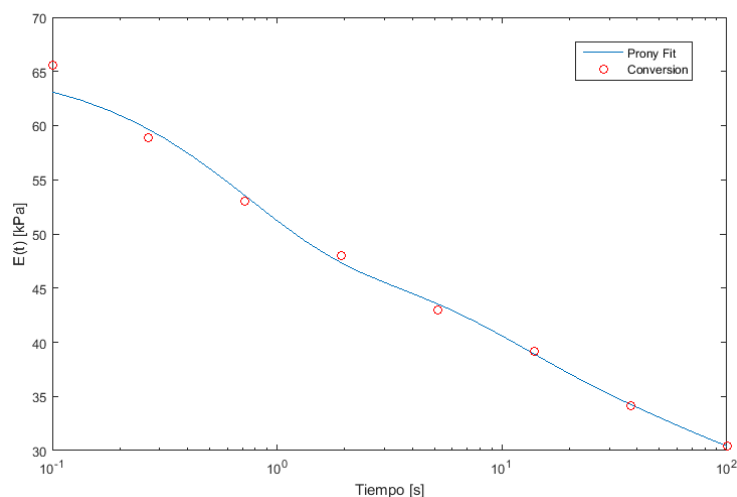


Imagen 3.3-V Ajuste de Prony para la región anterior

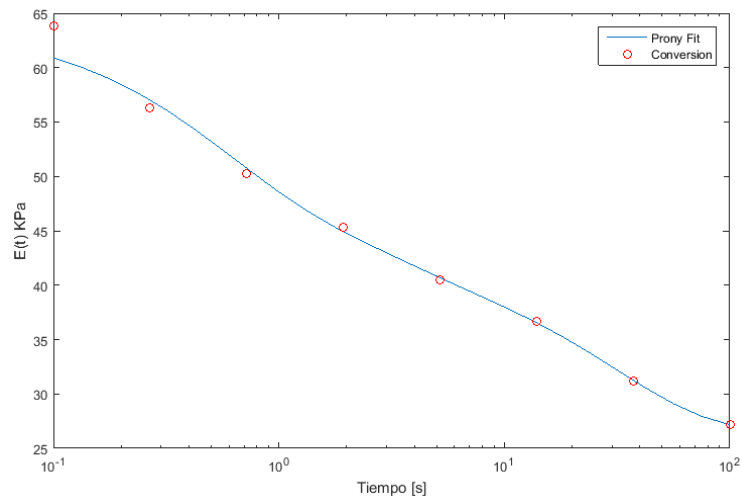


Imagen 3.3-VI Ajuste de Prony para la región central

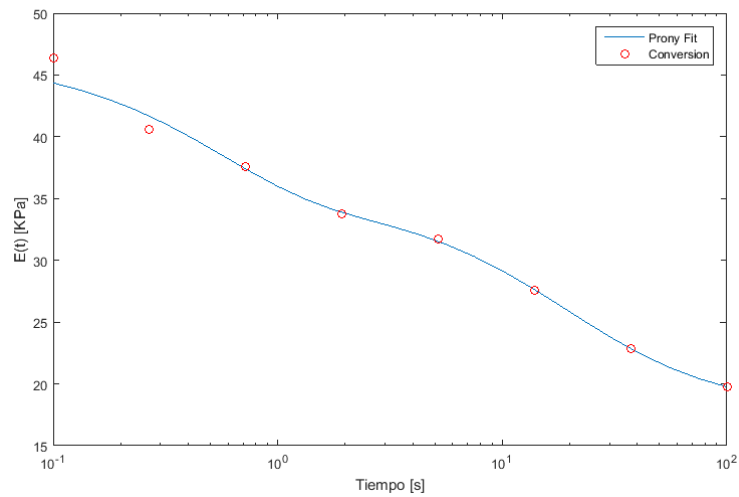


Imagen 3.3-VII Ajuste de Prony para la región Lateral

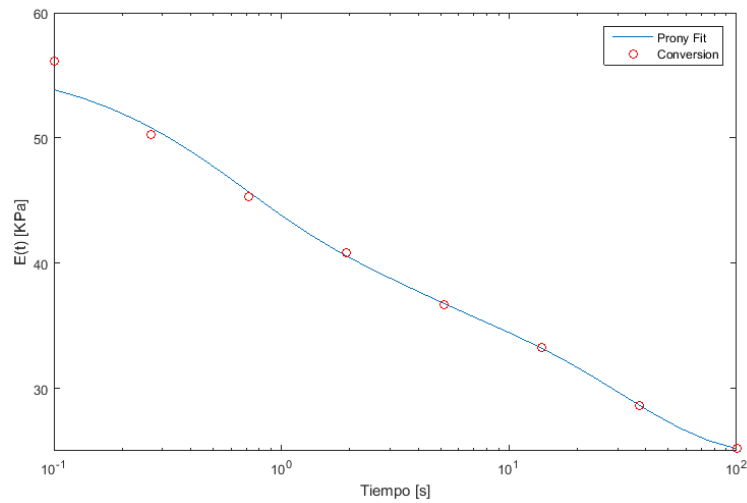


Imagen 3.3-VIII Ajuste de Prony para la región medial

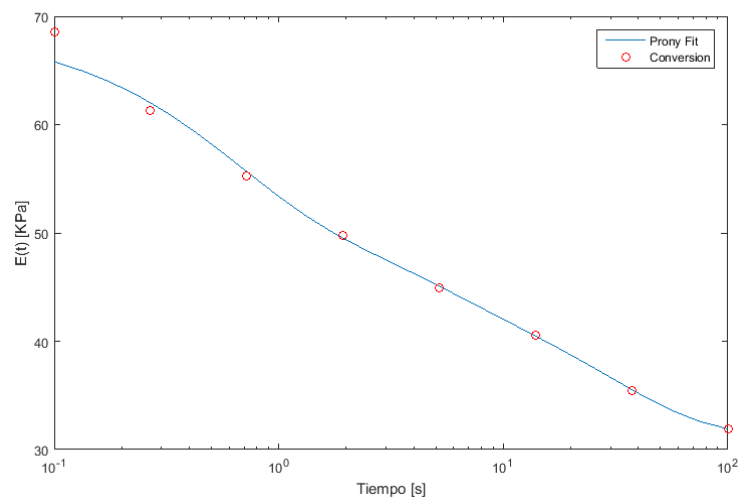


Imagen 3.3-IX Ajuste de Prony para la región posterior

3.4 INFLUENCIA DE LAS REGIONES DEL DISCO

En este apartado finalmente se estudiará el comportamiento del disco con diferentes propiedades materiales, en este caso, en cinco zonas. Para ello se utilizará el modelo de elementos finitos creado previamente con los datos obtenidos de las propiedades de los materiales.

3.4.1 MODELO FINAL

Partiendo del modelo creado en el apartado 3.2 se introducen una serie de cambios que se describen a continuación.

El primer paso consiste en crear en el software ABAQUS estos materiales obtenidos en el apartado anterior. Como ya se mencionó se utiliza el ajuste de Prony de 3 términos, esto quiere decir que en el software habrá que introducir E_0 , además de los 3 términos con sus tiempos correspondientes para crear los 5 materiales.

E_0	0.065584423 [MPa]
e_1	0.262136554041448
t_1	0.679529678578935
e_2	0.148497768605425
t_2	9.61698693995981
e_3	0.158952681680129
t_3	64.1328518329703

Tabla 3.4-I Términos de Prony para la región anterior

E_0	0.063798989 [MPa]
e_1	0.224370405548913
t_1	0.505917096422679
e_2	0.11520736403574
t_2	2.51657941225062
e_3	0.244427657604087
t_3	31.1899374569593

Tabla 3.4-II Términos de Prony para la región central

E_0	0.046378808 [MPa]
e_1	0.245821660767594
t_1	0.534444634755028
e_2	0.193468901129062
t_2	14.3452073242203
e_3	0.155185565309593
t_3	49.2614728764403

Tabla 3.4-III Términos de Prony para la región lateral

E_0	0.056108125 [MPa]
e_1	0.203999013018799
t_1	0.538741030443329
e_2	0.118227570512701
t_2	2.46158010339158
e_3	0.238476045145134
t_3	30.9592590333404

Tabla 3.4-IV Términos de Prony para la región medial

E_0	0.068566779 [MPa]
e_1	0.229171673416805
t_1	0.57022082798779
e_2	0.107444200055315
t_2	3.67695173680443
e_3	0.205692363591979
t_3	30.4911389607528

Tabla 3.4-V Términos de Prony para la región posterior

El siguiente paso consiste en crear las secciones (sólido homogéneo) correspondientes a cada una de las regiones del disco en base a las particiones ya creadas. Finalmente se asigna el material a cada una de ellas y se elimina el material utilizado previamente para el disco con propiedades homogéneas (Barrientos et al., 2019).

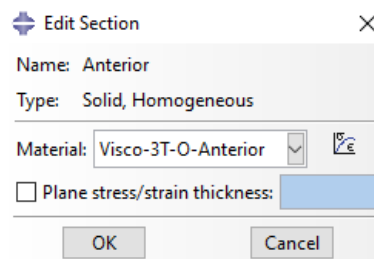


Imagen 3.4-I Sección con el material correspondiente

Con este proceso se obtendría finalmente el nuevo modelo con propiedades materiales diferentes en las cinco regiones. Este modelo final y perfectamente funcional permitirá comparar estos resultados con los obtenidos anteriormente para el disco de propiedades homogéneas.

4 RESULTADOS

En este capítulo se mostrarán los resultados de las tensiones obtenidas en el disco de la ATM. Se divide en dos apartados para mostrar las variaciones en el ángulo de aplicación del desplazamiento, utilizando un apartado para las variaciones en la dirección medio-lateral y el otro para las variaciones en la dirección antero-posterior. Los resultados se mostrarán para los dos modelos, el modelo que utiliza un disco con un solo material y el modelo creado con diferentes materiales para las 5 regiones. Se calcularán las tensiones de von Mises, las tensiones máximas principales y las mínimas principales. Además, las tensiones se mostrarán en tres instantes de tiempo diferentes: 0.01 s, 1 s y 60 s. También se mostrarán las imágenes correspondientes a las dos caras del disco de la ATM, la cara superior que está en contacto con el hueso temporal y la cara inferior en contacto con el cóndilo. Todos estos resultados se muestran a continuación, adecuadamente clasificados mediante diversas tablas.

4.1 DIRECCIÓN MEDIO-LATERAL DEL DISCO

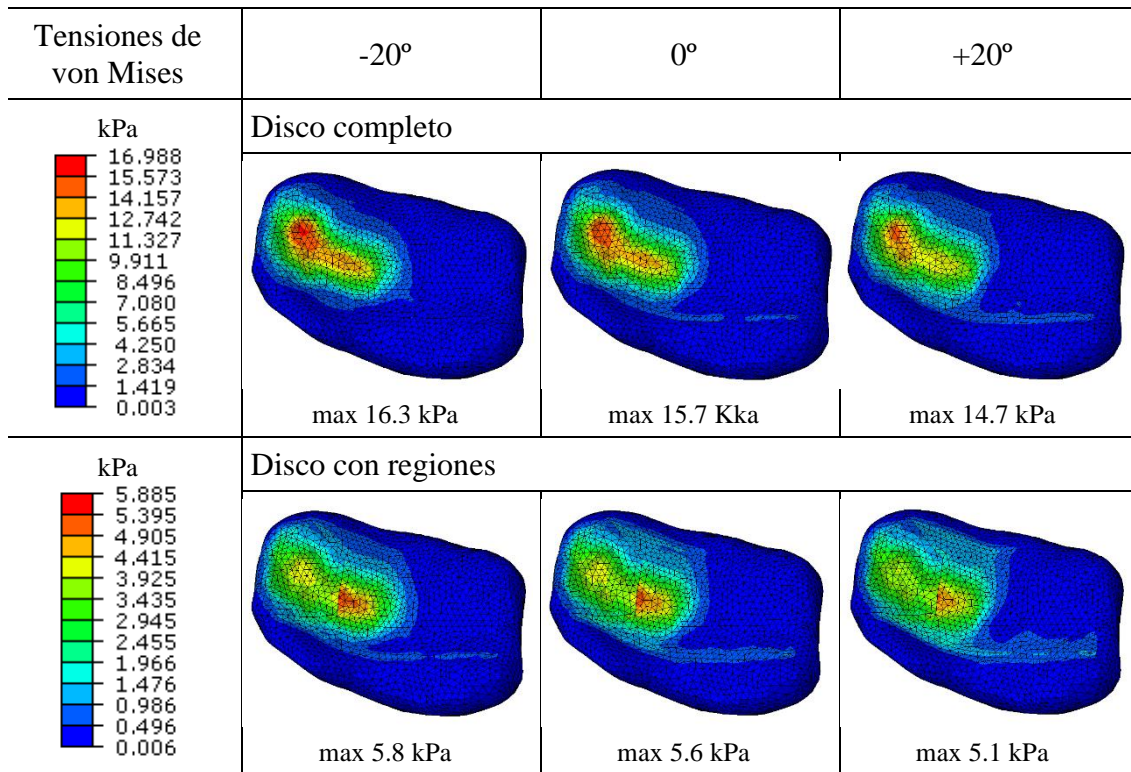


Tabla 4.1-I Tensiones de von Mises en la superficie inferior del disco. $t=0.01$ s

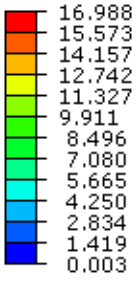
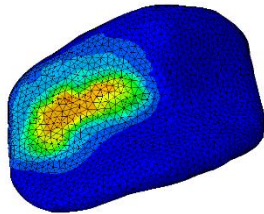
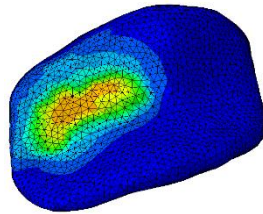
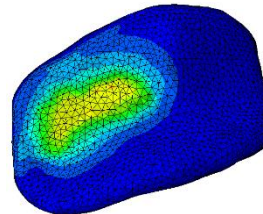
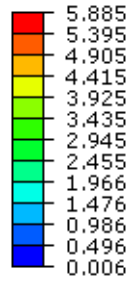
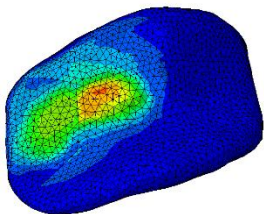
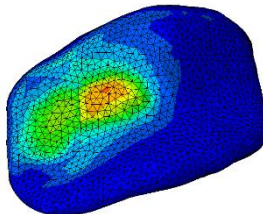
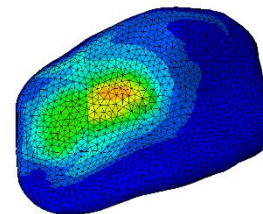
Tensiones de von Mises	-20°	0°	+20°
kPa 	Disco completo		
	 max 16.3 kPa	 max 15.7 kPa	 max 14.7 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max 5.8 kPa	 max 5.6 kPa	 max 5.1 kPa

Tabla 4.1-II Tensiones de von Mises en la superficie superior del disco. $t=0.01$ s

Observando las tensiones de von Mises para 0.01 s [Tabla 4.1-I y Tabla 4.1-II], las tensiones máximas aparecen aplicando el desplazamiento a -20°, tanto en el modelo de disco completo como en el modelo con regiones. En el caso del disco completo el valor es de 16.3 kPa mientras que en el modelo con regiones es de 5.8 kPa, lo que significa una reducción del 64%. La localización de estas tensiones máximas se encuentra en la región lateral para el disco completo mientras que en el modelo con regiones se sitúa también en la región lateral pero más próxima a la región central, es decir, en la frontera entre ambas. En cuanto al resto de direcciones de aplicación del desplazamiento, se observa en ambos modelos como para un ángulo de +20°, las tensiones se distribuyen más homogéneamente, sin grandes concentraciones en la región lateral, presentado una reducción de la tensión máxima en torno al 10%.

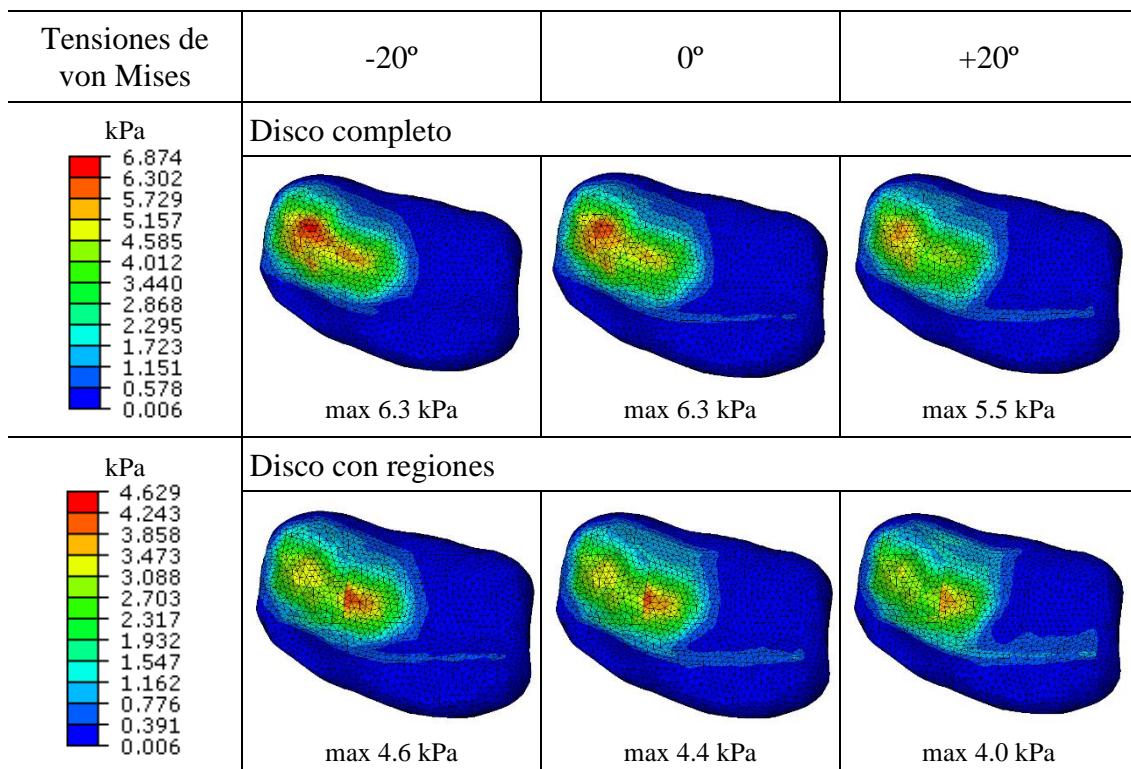


Tabla 4.1-III Tensiones de von Mises en la superficie inferior del disco. $t=1$ s

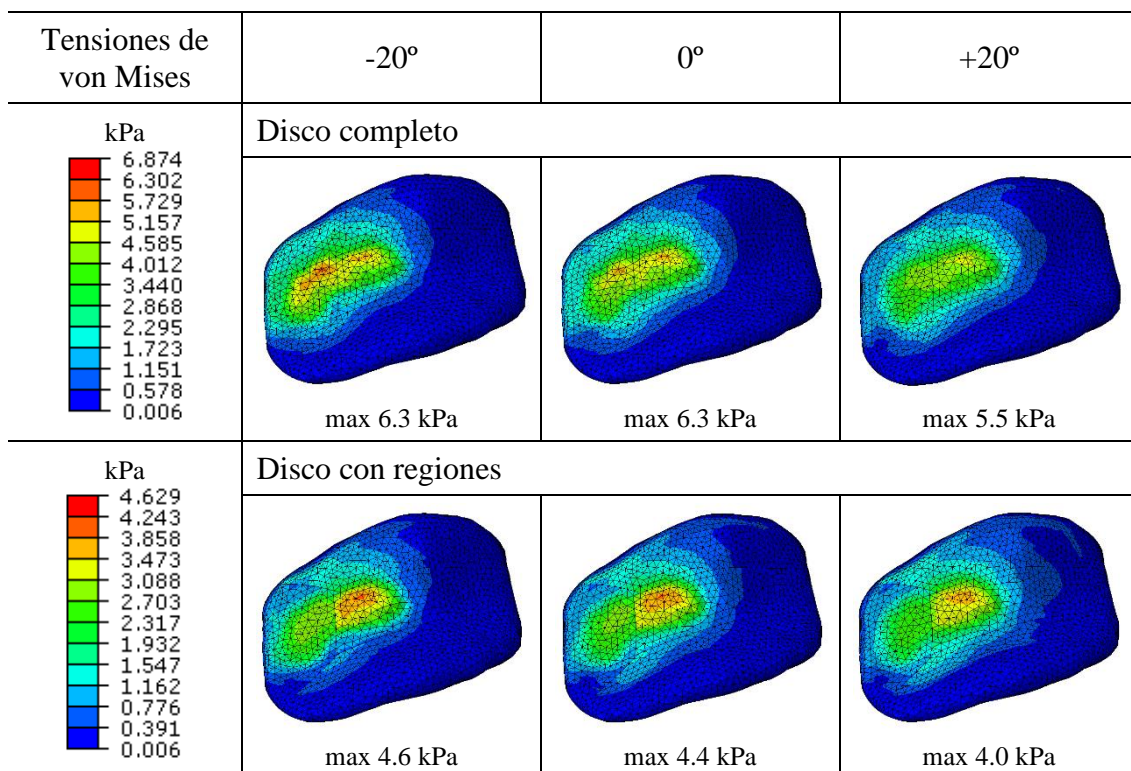


Tabla 4.1-IV Tensiones de von Mises en la superficie superior del disco. $t=1$ s

Los valores de las tensiones máximas para 1 s se encuentran también aplicando desplazamientos a -20° . Como se observa en la Tabla 4.1-III y en la Tabla 4.1-IV, en este caso son 6.3 kPa para el modelo de disco completo y 4.6 kPa para el modelo de disco con regiones, lo que supone una reducción del 28%. En cuanto a la distribución de las tensiones y la localización de las tensiones máximas se observa el mismo comportamiento que en el caso anterior, aunque también se puede observar una pequeña zona de tensiones altas en la región lateral, aunque adelantada hacia la dirección anterior.

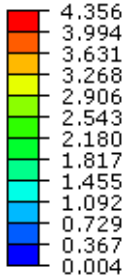
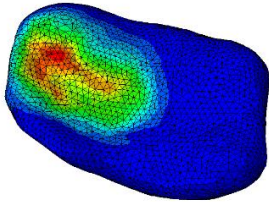
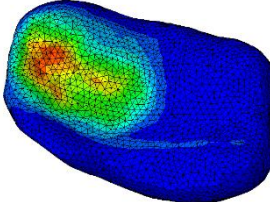
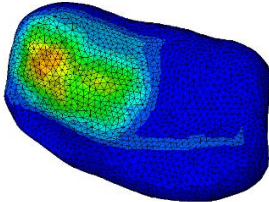
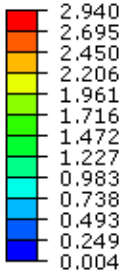
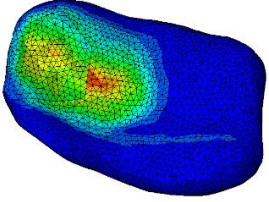
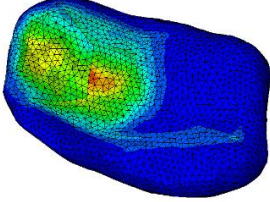
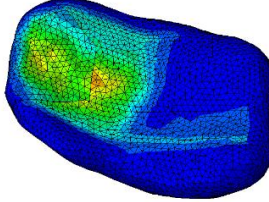
Tensiones de von Mises	-20°	0°	$+20^\circ$
kPa 	Disco completo		
			
	max 4.2 kPa	max 4.0 kPa	max 3.6 kPa
	Disco con regiones		
kPa 			
	max 2.9 kPa	max 2.7 kPa	max 2.5 kPa

Tabla 4.1-V Tensiones de von Mises en la superficie inferior del disco. $t=60$ s

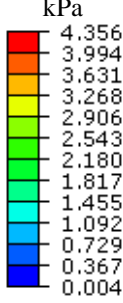
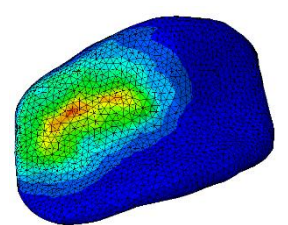
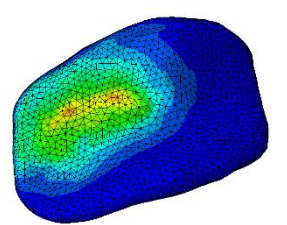
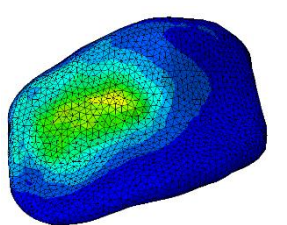
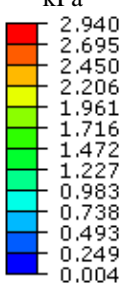
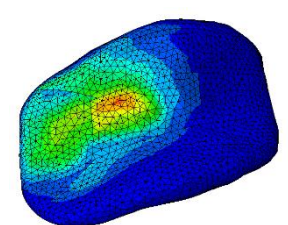
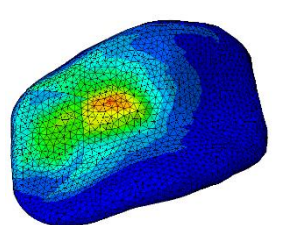
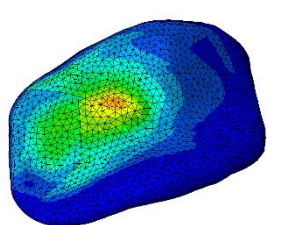
Tensiones de von Mises	-20°	0°	+20°
kPa 	Disco completo		
	 max 4.2 kPa	 max 4.0 kPa	 max 3.6 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max 2.9 kPa	 max 2.7 kPa	 max 2.5 kPa

Tabla 4.1-VI Tensiones de von Mises en la superficie superior del disco. $t=60$ s

Como se observa en la Tabla 4.1-V y en la Tabla 4.1-VI, las tensiones máximas son de 4.2 kPa para el disco completo y 2.9 kPa para el disco con regiones, es decir un 30% menores en este último caso.

La tasa de relajación presentada con el paso de los 60 segundos es de un 75% en el disco completo, mientras que en el modelo con regiones es de un 50% aproximadamente.

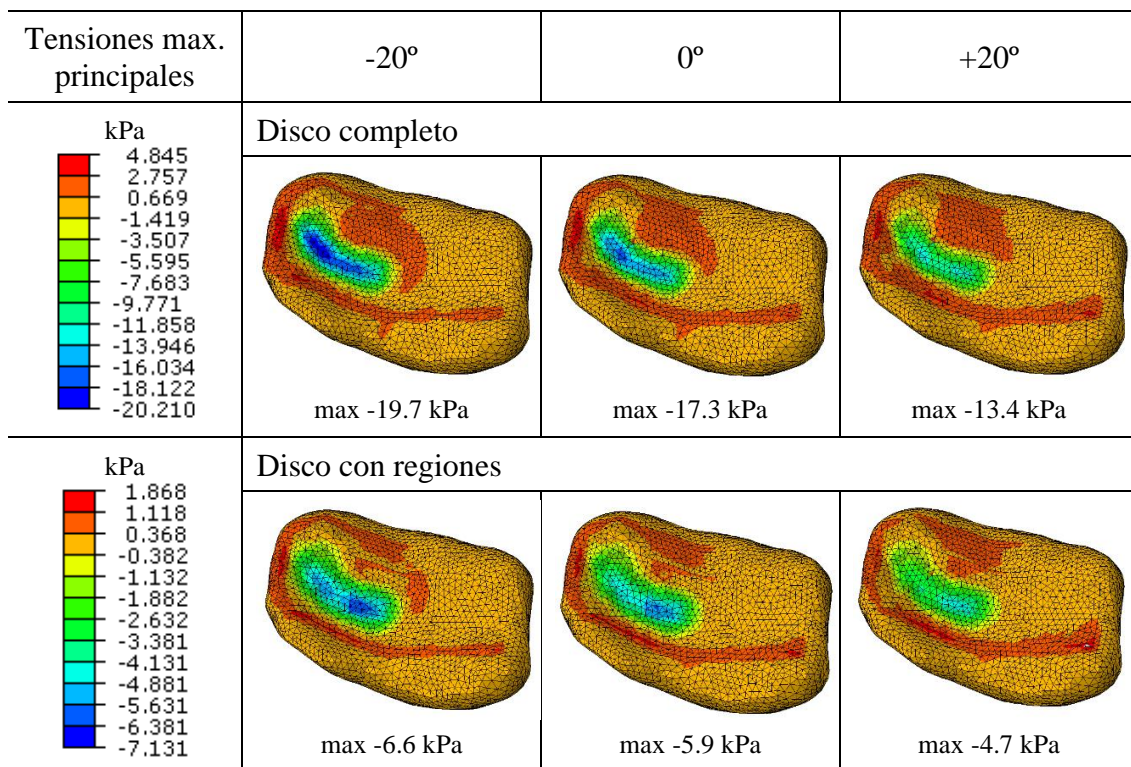


Tabla 4.1-VII Tensiones máximas principales en la superficie inferior del disco. $t=0.01$ s

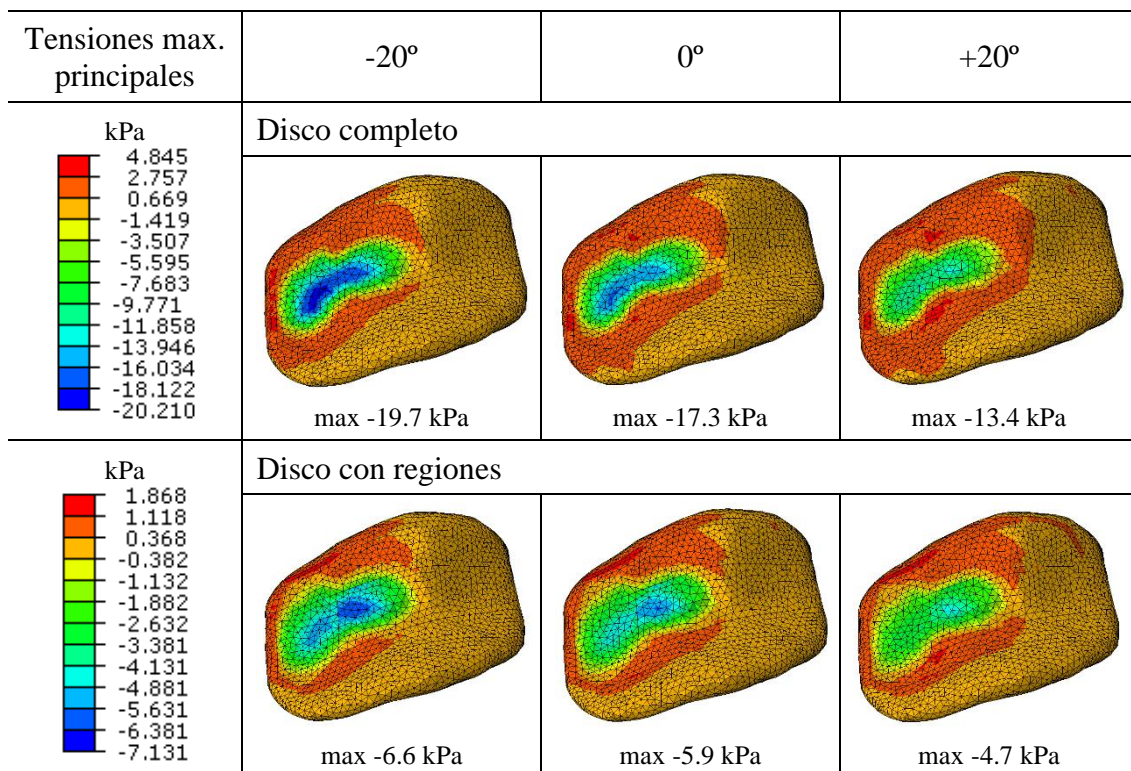


Tabla 4.1-VIII Tensiones máximas principales en la superficie superior del disco. $t=0.01$ s

Para las tensiones máximas principales, la tensión máxima es siempre de compresión. Para 0.01 s [Tabla 4.1-VII y Tabla 4.1-VIII] las tensiones máximas aparecen aplicando el desplazamiento a -20° , tanto en el modelo de disco completo como en el modelo con regiones. En el caso del disco completo el valor es de 19.7 kPa mientras que en el modelo con regiones es de 6.6 kPa, lo que significa una reducción del 66%. La localización de estas tensiones máximas se encuentra en las regiones lateral y central para el disco completo, mientras que en el modelo con regiones se sitúa en la región central. En cuando al resto de direcciones de aplicación del desplazamiento, se observa en ambos casos cómo para un ángulo de $+20^\circ$, las tensiones se distribuyen más homogéneamente, sin grandes concentraciones en la región lateral, presentando en ambos modelos una reducción en torno al 30%.

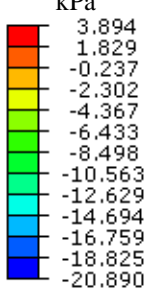
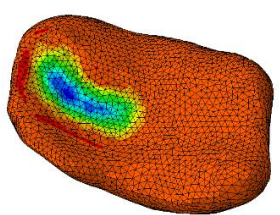
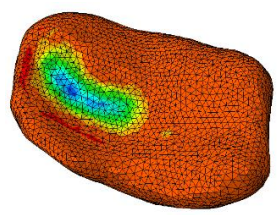
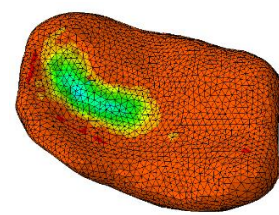
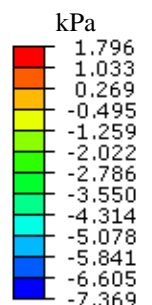
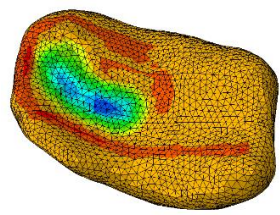
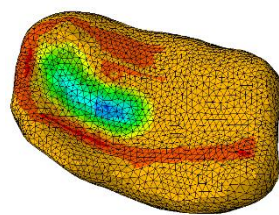
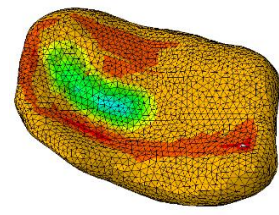
Tensiones max. principales	-20°	0°	$+20^\circ$
kPa 	Disco completo		
			
	max -20.0 kPa	max -18.4 kPa	max -17.2 kPa
kPa 	Disco con regiones		
			
	max -6.8 kPa	max -6.2 kPa	max -5.0 kPa

Tabla 4.1-IX Tensiones máximas principales en la superficie inferior del disco. $t=1$ s

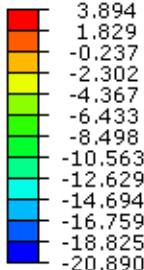
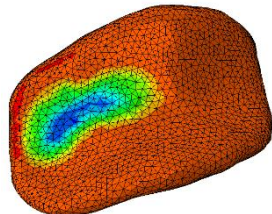
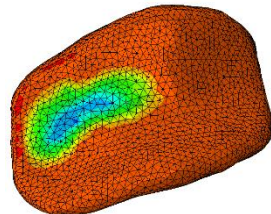
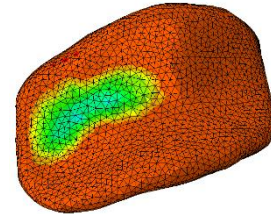
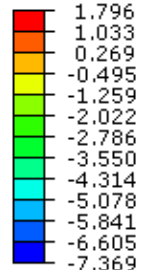
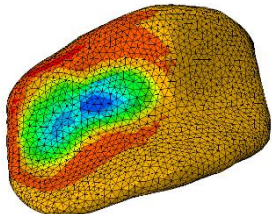
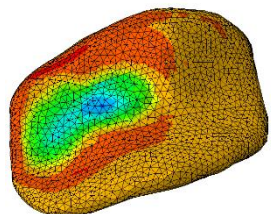
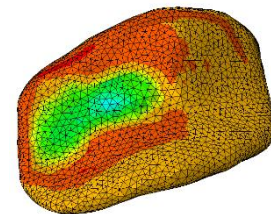
Tensiones max. principales	-20°	0°	+20°
kPa 	Disco completo		
	 max -20.0 kPa	 max -18.4 kPa	 max -17.2 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max -6.8 kPa	 max -6.2 kPa	 max -5.0 kPa

Tabla 4.1-X Tensiones máximas principales en la superficie superior del disco. $t=1$ s

Los valores de las tensiones máximas para 1 s se encuentran también para -20°. Como se observa en la Tabla 4.1-IX y en la Tabla 4.1-X, las tensiones máximas son 20 kPa para el modelo de disco completo y 6.8 kPa para el modelo de disco con regiones. Esto supone una reducción en torno al 60%.

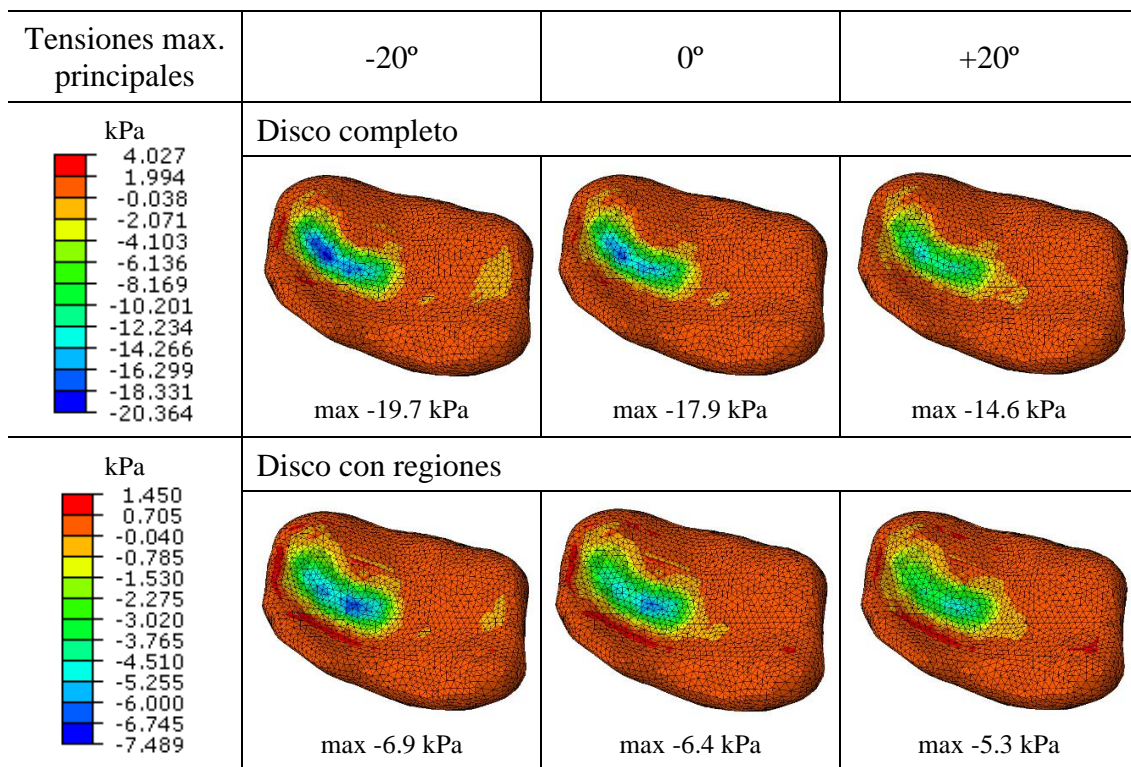


Tabla 4.1-XI Tensiones máximas principales en la superficie inferior del disco. $t=60$ s

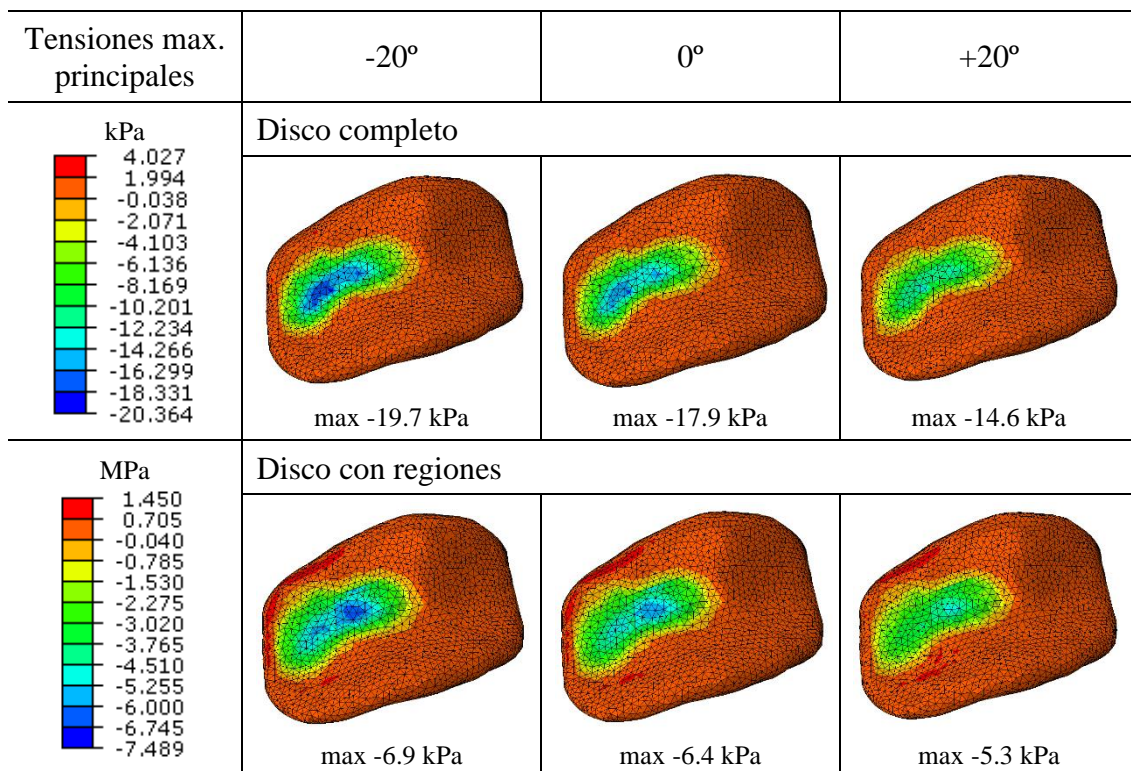


Tabla 4.1-XII Tensiones máximas principales en la superficie superior del disco. $t=60$ s

Como se observa en la Tabla 4.1-XI y en la Tabla 4.1-XII, las tensiones máximas a los 60 segundos son de 19.7 kPa para el disco completo y 6.9 kPa para el disco con regiones, un 30% menor.

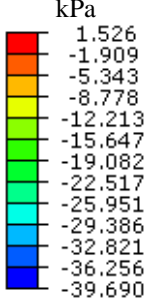
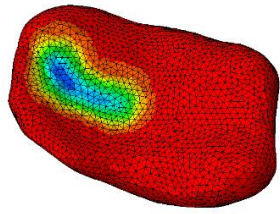
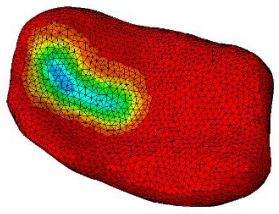
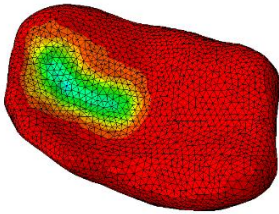
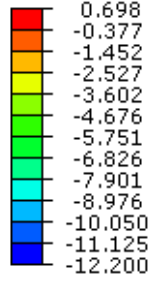
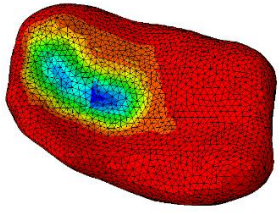
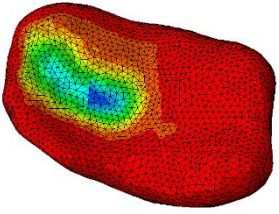
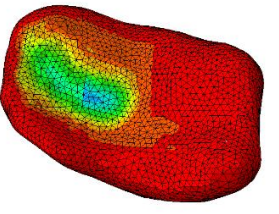
Tensiones min. principales	-20°	0°	+20°
kPa 	Disco completo		
	 max -35.2 kPa	 max -32.0 kPa	 max -27.1 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max -11.9 kPa	 max -11.1 kPa	 max -9.6 kPa

Tabla 4.1-XIII Tensiones mínimas principales en la superficie inferior del disco. $t=0.01$ s

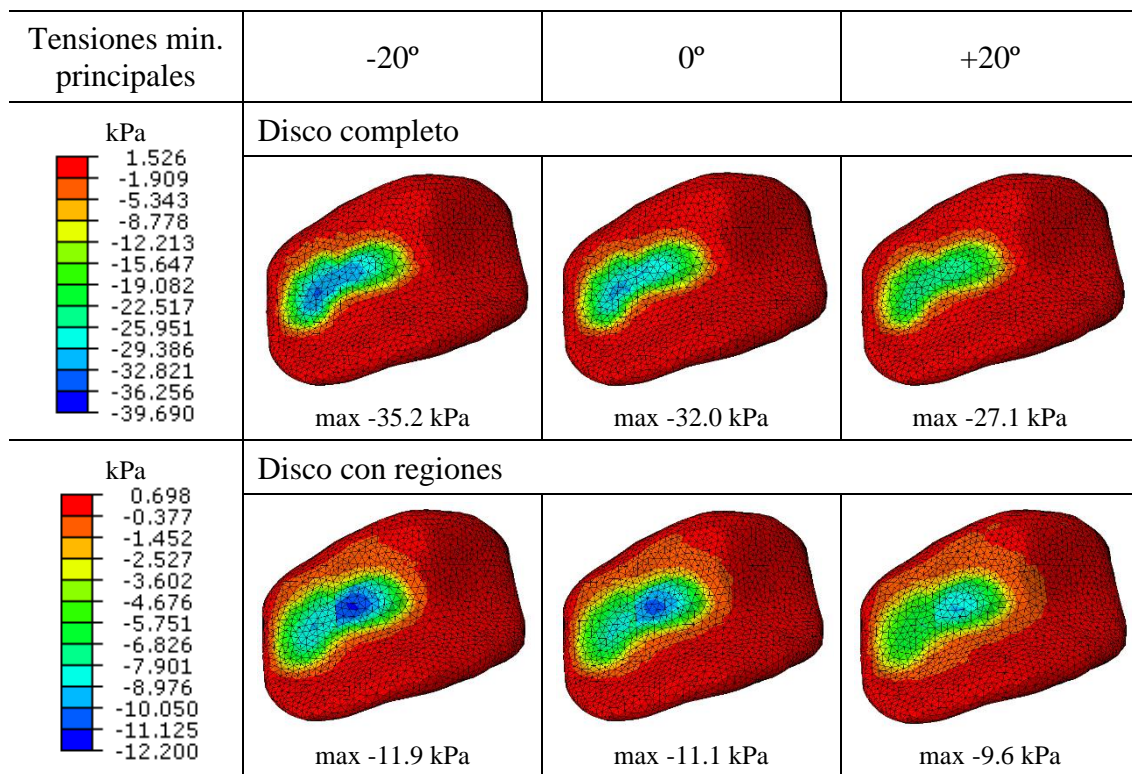


Tabla 4.1-XIV Tensiones mínimas principales en la superficie superior del disco. $t=0.01$ s

Para las tensiones mínimas principales, las tensiones máximas son siempre de compresión. Para 0.01 s, como se puede ver en la Tabla 4.2-XIII y en la Tabla 4.2-XIV, las tensiones máximas aparecen aplicando el desplazamiento a -20°, tanto en el modelo de disco completo como en el modelo con regiones. En el caso del disco completo el valor es de 35.2 kPa mientras que en el modelo con regiones es de 11.9 kPa, lo que significa una reducción entorno al 66%. La localización de estas tensiones máximas se encuentra en la región lateral para el disco completo, mientras que en el modelo con regiones se sitúa en la región central. En cuando al resto de direcciones de aplicación del desplazamiento, se observa en ambos casos cómo para un ángulo de +20°, las tensiones se distribuyen más homogéneamente, con tensiones similares en las regiones lateral y central, presentando en ambos modelos reducción en torno al 20%.

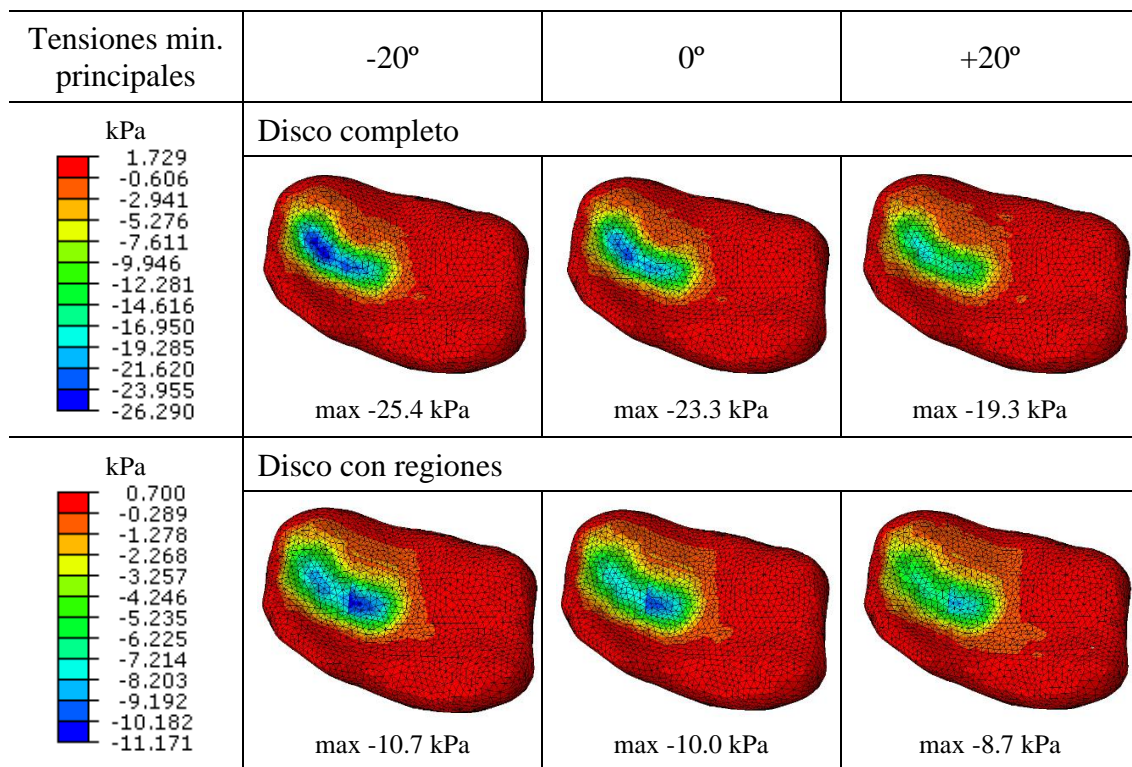


Tabla 4.1-XV Tensiones mínimas principales en la superficie inferior del disco. $t=1$ s

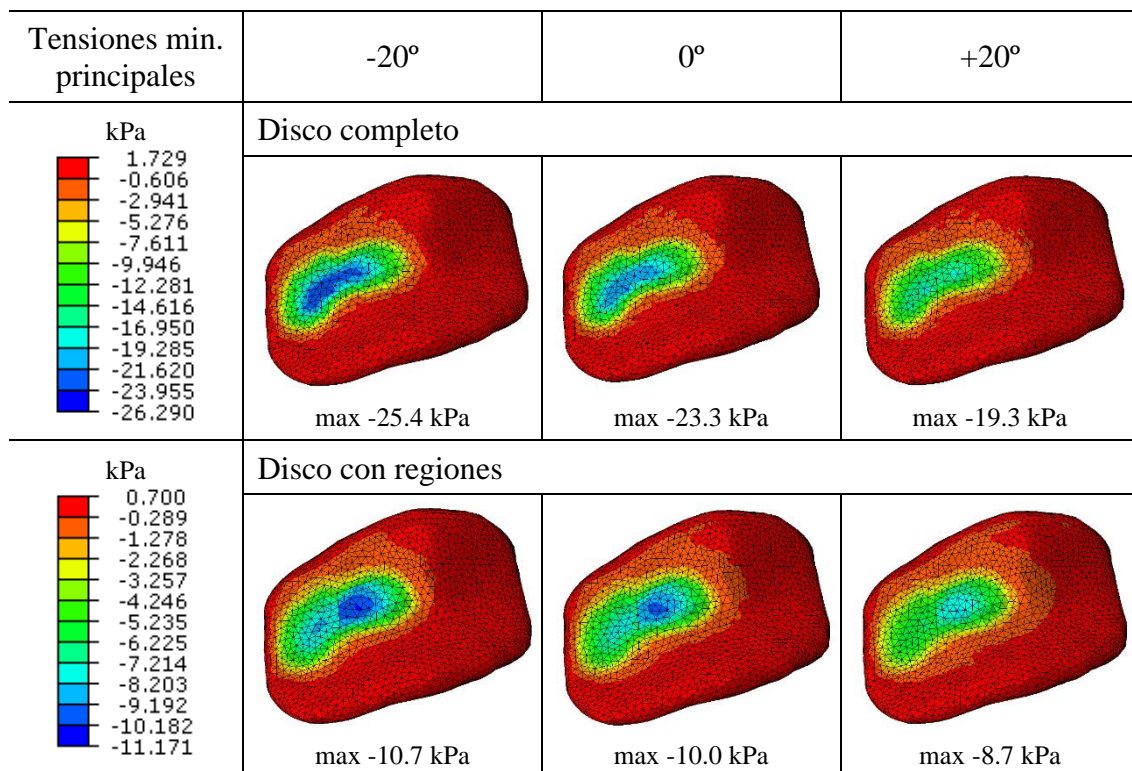


Tabla 4.1-XVI Tensiones mínimas principales en la superficie superior del disco. $t=1$ s

Los valores de las tensiones máximas para 1 s se encuentran también para -20° . En la Tabla 4.1-XV y en la Tabla 4.1-XVI se observa que las tensiones máximas son 25.4 kPa para el modelo de disco completo y 10.7 kPa para el modelo de disco con regiones, lo que supone una reducción en torno al 57%.

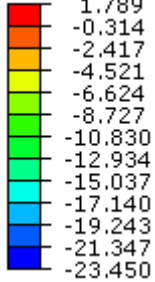
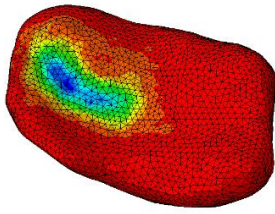
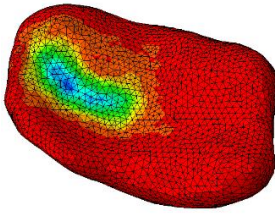
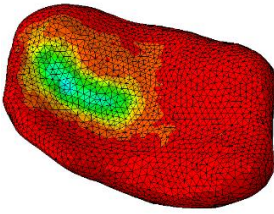
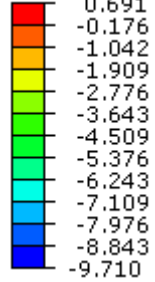
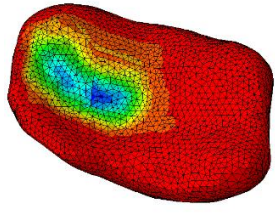
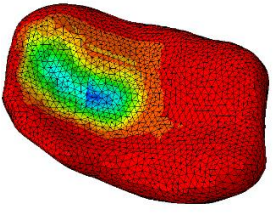
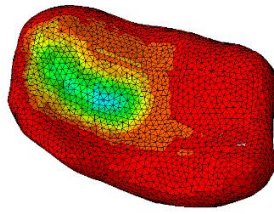
Tensiones mín. principales	-20°	0°	$+20^\circ$
kPa 	Disco completo		
			
	max -22.6 kPa	max -20.7 kPa	max -17.2 kPa
kPa 	Disco con regiones		
			
	max -9.2 kPa	max -8.6 kPa	max -7.5 kPa

Tabla 4.1-XVII Tensiones mínimas principales en la superficie inferior del disco. $t=60$ s

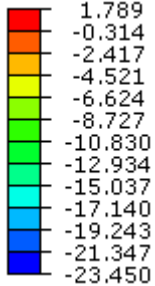
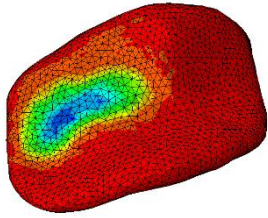
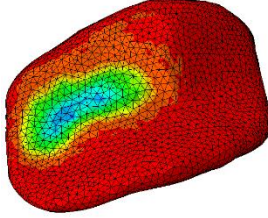
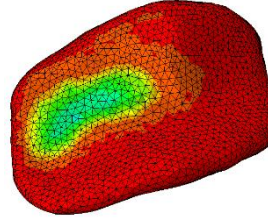
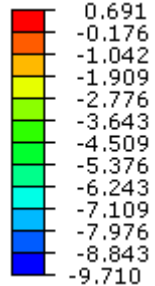
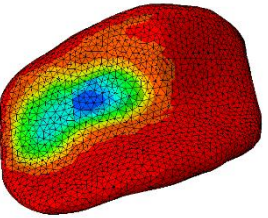
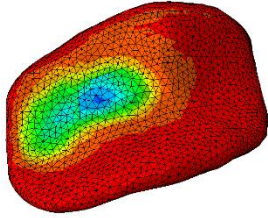
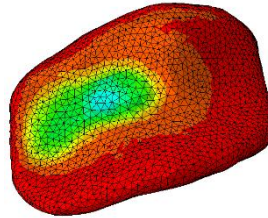
Tensiones min. principales	-20°	0°	+20°
MPa 	Disco completo		
	 <p style="text-align: center;">max -22.6 kPa</p>	 <p style="text-align: center;">max -20.7 kPa</p>	 <p style="text-align: center;">max -17.2 kPa</p>
	Disco con regiones		
MPa 	 <p style="text-align: center;">max -9.2 kPa</p>	 <p style="text-align: center;">max -8.6 kPa</p>	 <p style="text-align: center;">max -7.5 kPa</p>

Tabla 4.1-XVIII Tensiones mínimas principales en la superficie superior del disco. $t=60$ s

Finalmente, para el instante a 60 s [Tabla 4.1-XVII y Tabla 4.1-XVIII], las tensiones máximas son de 22.6 kPa para el disco completo y 9.2 kPa para el disco con regiones, un 60% menor aproximadamente.

La relajación presentada con el paso de los 60 segundos, en el modelo de disco completo se sitúa en torno al 35%, mientras que en el modelo con regiones la relajación es de un 22% aproximadamente.

4.2 DIRECCIÓN ANTERO-POSTERIOR DEL DISCO

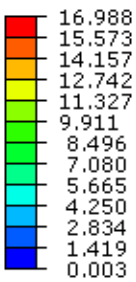
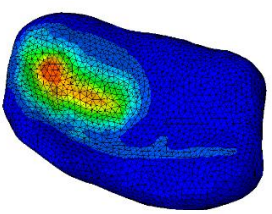
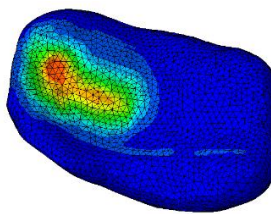
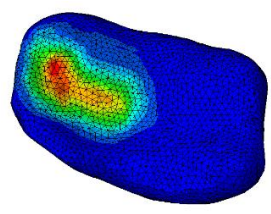
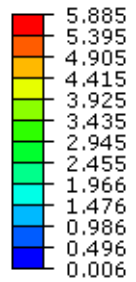
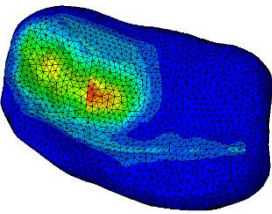
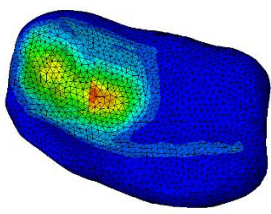
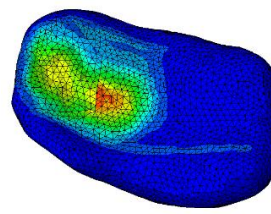
Tensiones de von Mises	-10°	0°	+10°
kPa 	Disco completo		
	 max 15.4 kPa	 max 15.7 kPa	 max 17.0 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max 5.4 kPa	 max 5.6 kPa	 max 5.9 kPa

Tabla 4.2-1 Tensiones de von Mises en la superficie inferior del disco. $t=0.01$ s

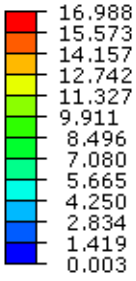
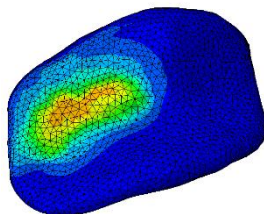
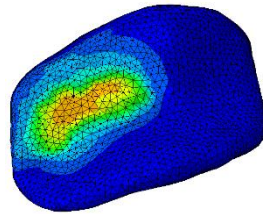
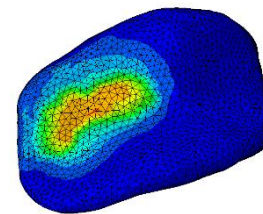
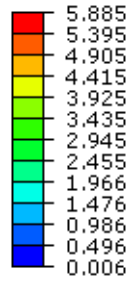
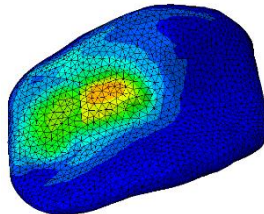
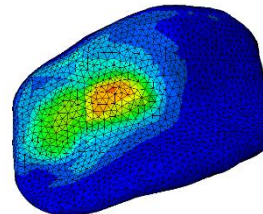
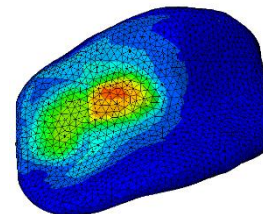
Tensiones de von Mises	-10°	0°	+10°
kPa 	Disco completo		
	 max 15.4 kPa	 max 15.7 kPa	 max 17.0 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max 5.4 kPa	 max 5.6 kPa	 max 5.9 kPa

Tabla 4.2-II Tensiones de von Mises en la superficie superior del disco. $t=0.01$ s

Como ya se ha comentado, en este apartado se estudian las tensiones resultantes al variar el ángulo de aplicación de los desplazamientos en la dirección antero-posterior. En todos los casos estudiados las tensiones máximas se presentan para un ángulo de +10°. Para las tensiones de von Mises a 0.01s [Tabla 4.2-I y Tabla 4.2-II], estas tensiones máximas son 17 kPa para el modelo de disco completo y 5.9 kPa para el modelo con regiones, lo que supone una reducción del 65%. En cuanto a la distribución de tensiones, se observa en el disco completo cómo estas se localizan en la región lateral, estando ligeramente adelantadas en sentido anterior para el caso de +10°. En este caso, todos los cálculos muestran concentración de tensiones bastante evidentes, no presentándose distribuciones homogéneas como en el apartado anterior para +20°.

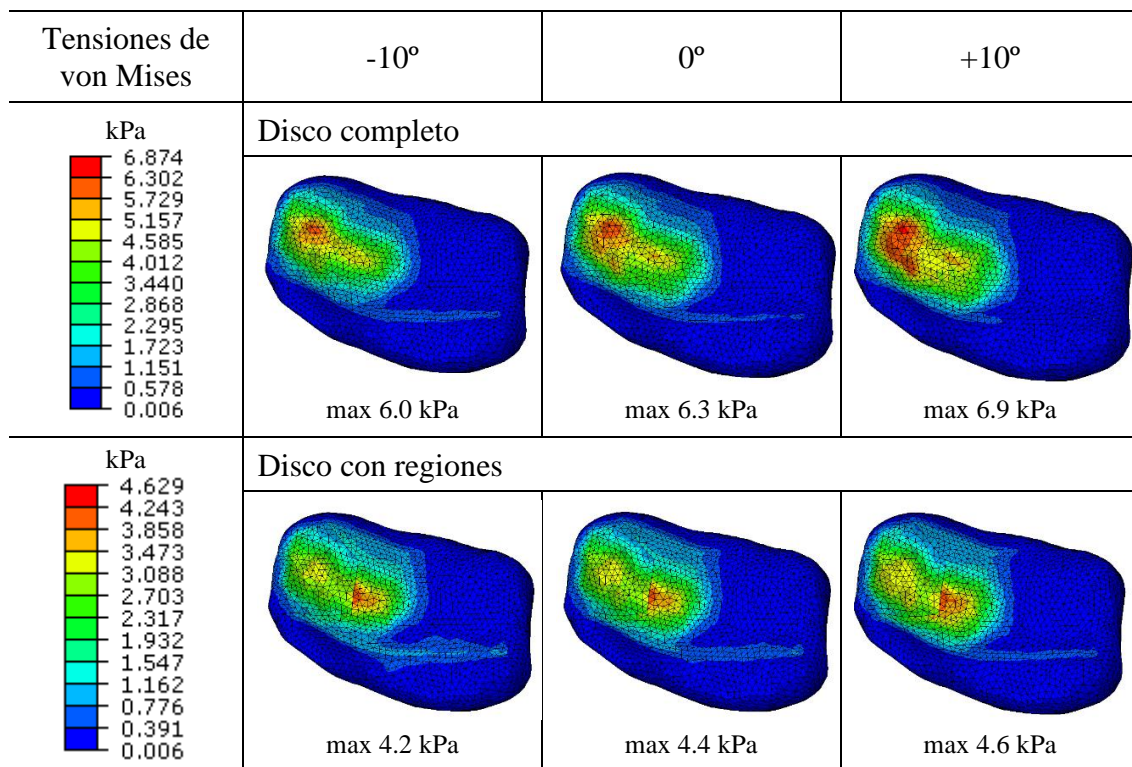


Tabla 4.2-III Tensiones de von Mises en la superficie inferior del disco. $t=1 s$

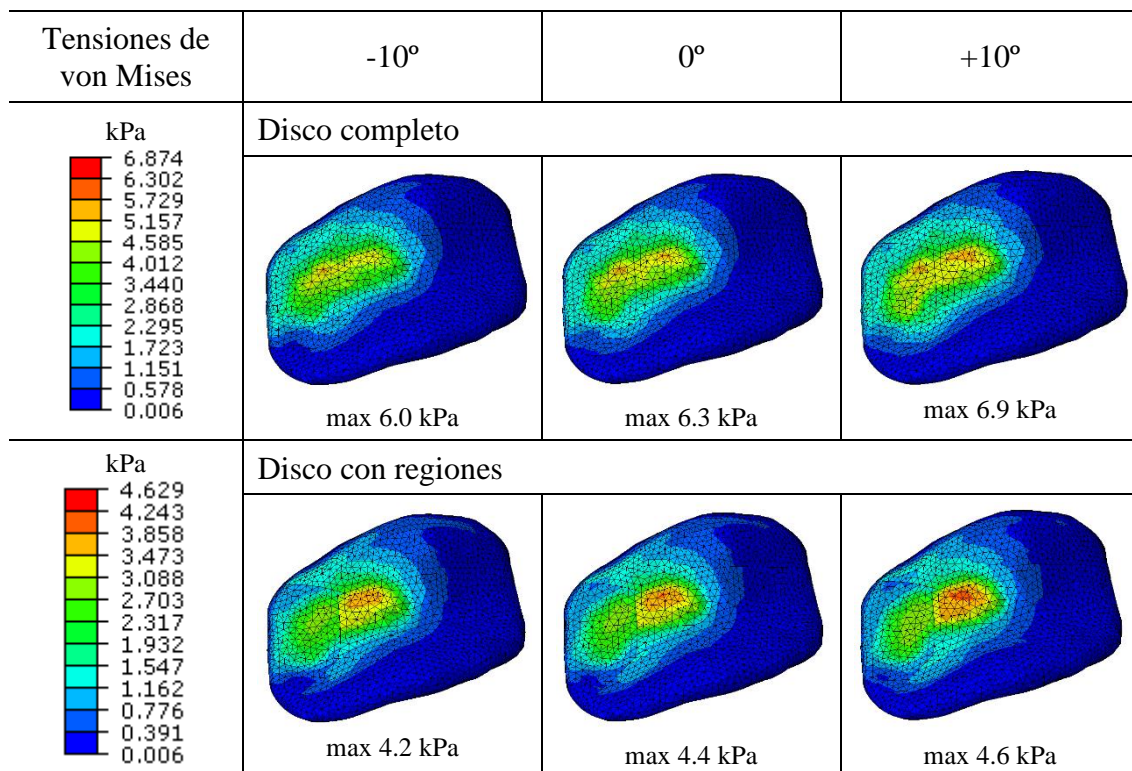


Tabla 4.2-IV Tensiones de von Mises en la superficie superior del disco. $t=1 s$

Las tensiones máximas para el instante de tiempo de 1 s se observan en la Tabla 4.2-III y en la Tabla 4.2-IV. Son de 6.9 kPa para el modelo de disco completo y 4.6 kPa para el disco con regiones, lo que supone una reducción del 33%. En este caso se hace más evidente la concentración de las tensiones máximas en la región lateral próximas a la región anterior para el caso de +10°.

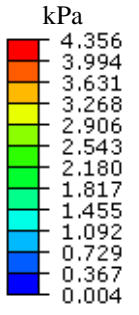
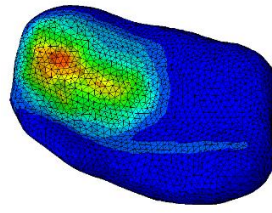
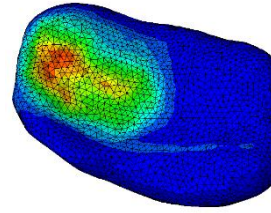
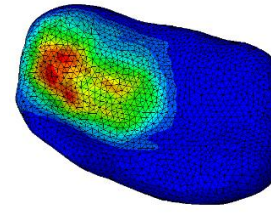
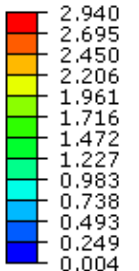
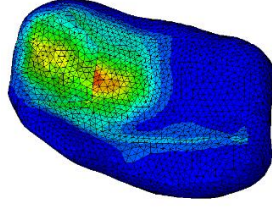
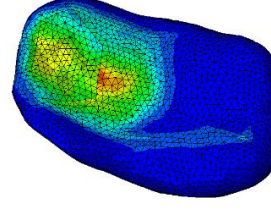
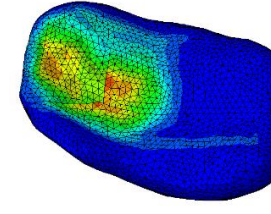
Tensiones de von Mises	-10°	0°	+10°
kPa 	Disco completo		
	 max 3.9 kPa	 max 4.0 kPa	 max 4.4 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max 2.6 kPa	 max 2.7 kPa	 max 2.9 kPa

Tabla 4.2-V Tensiones de von Mises en la superficie inferior del disco. $t=60$ s

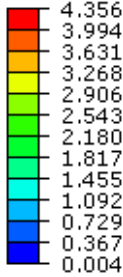
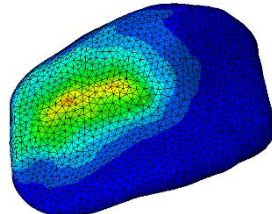
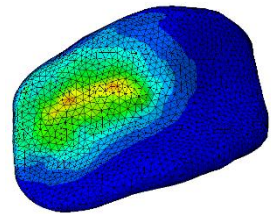
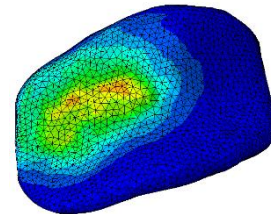
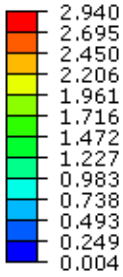
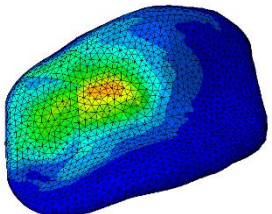
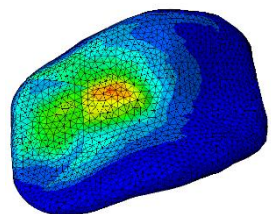
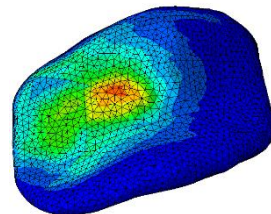
Tensiones de von Mises	-10°	0°	+10°
kPa 	Disco completo		
	 max 3.9 kPa	 max 4.0 kPa	 max 4.4 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max 2.6 kPa	 max 2.7 kPa	 max 2.9 kPa

Tabla 4.2-VI Tensiones de von Mises en la superficie superior del disco. $t=60$ s

Finalmente, para 60 segundos, las tensiones máximas son de 4.4 kPa para el disco completo y 2.9 kPa para el disco con regiones, es decir un 36% de reducción aproximadamente. [Tabla 4.2-V y Tabla 4.2-VI]

En cuanto a las relajaciones observadas al paso de los 60 segundos, representan un 74% de reducción para el disco completo y en torno al 51% para el disco con regiones.

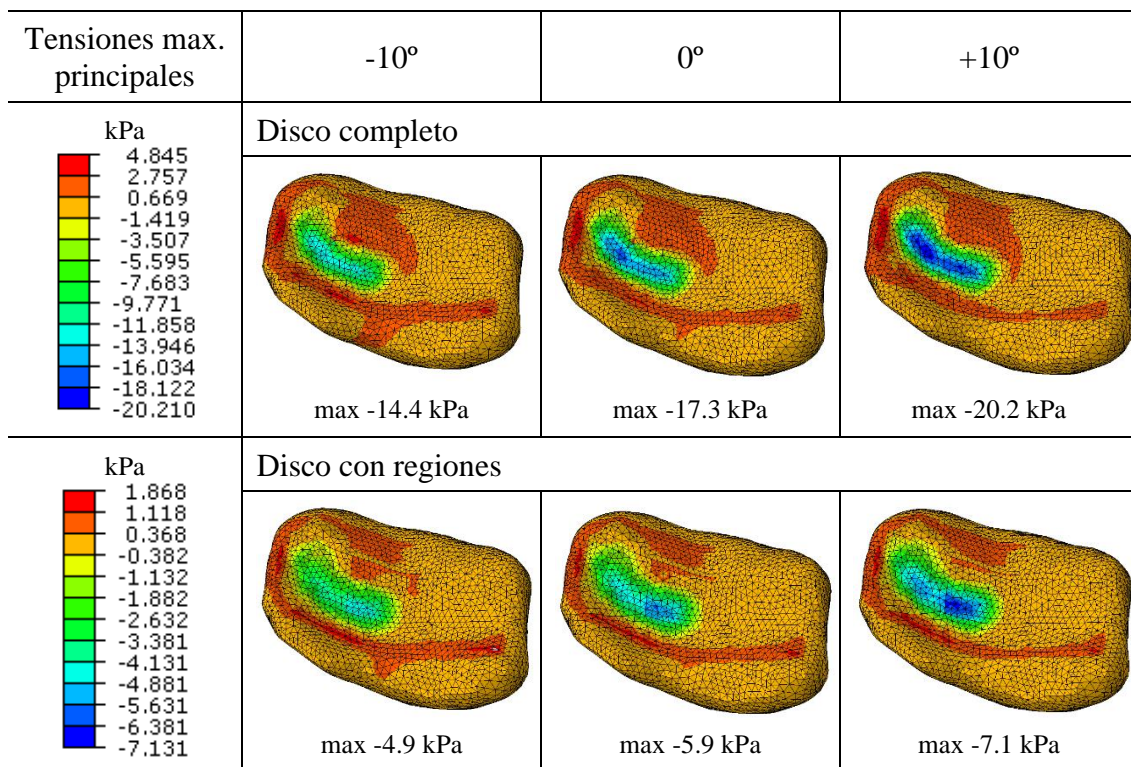


Tabla 4.2-VII Tensiones máximas principales en la superficie inferior del disco. $t=0.01$ s

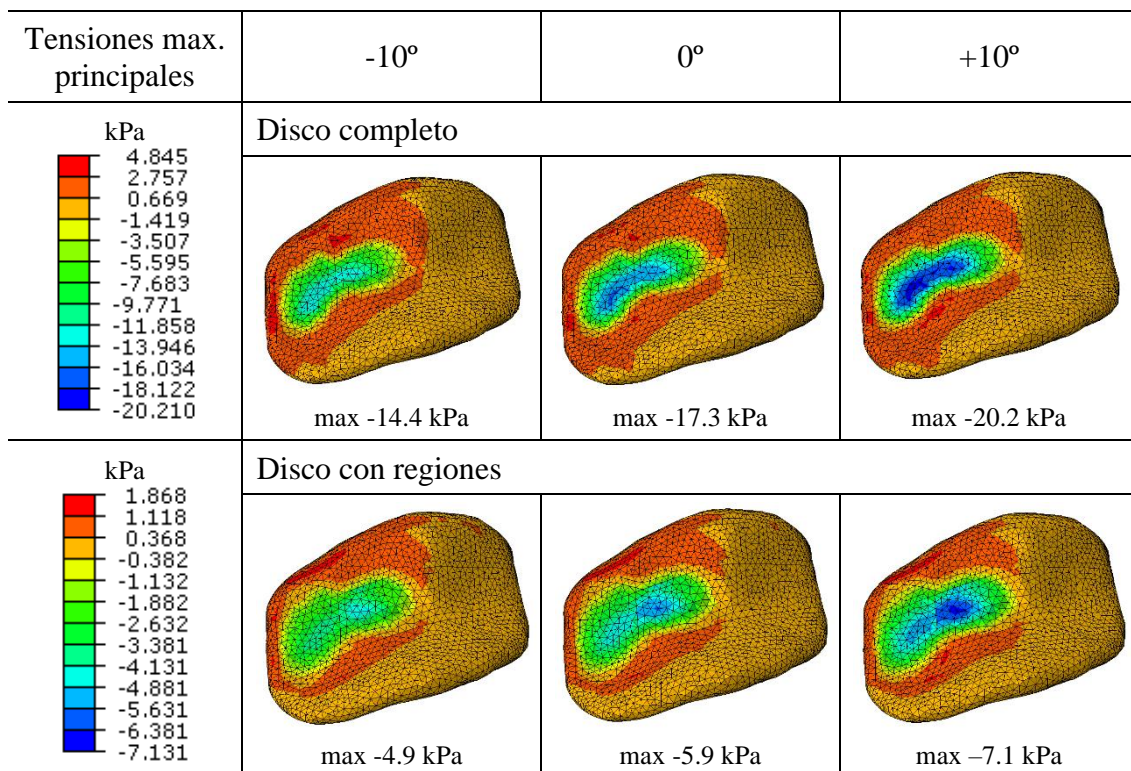


Tabla 4.2-VIII Tensiones máximas principales en la superficie superior del disco. $t=0.01$ s

Las tensiones máximas principales son máximas en compresión y también en el caso de +10°. Para 0.01 s, los valores máximos son 20.2 kPa para el disco completo y 7.1 kPa para el disco con regiones, lo que supone una reducción del 65% aproximadamente [Tabla 4.2-VII y Tabla 4.2-VIII].

En este caso, al contrario que para von Mises, no se observa el desplazamiento de las tensiones en la dirección antero-posterior. Las tensiones máximas se encuentran distribuidas en las regiones lateral y central para el disco completo y más concentradas en la región central para el disco con regiones.

Se presentan distribuciones homogéneas para el caso de -10°.

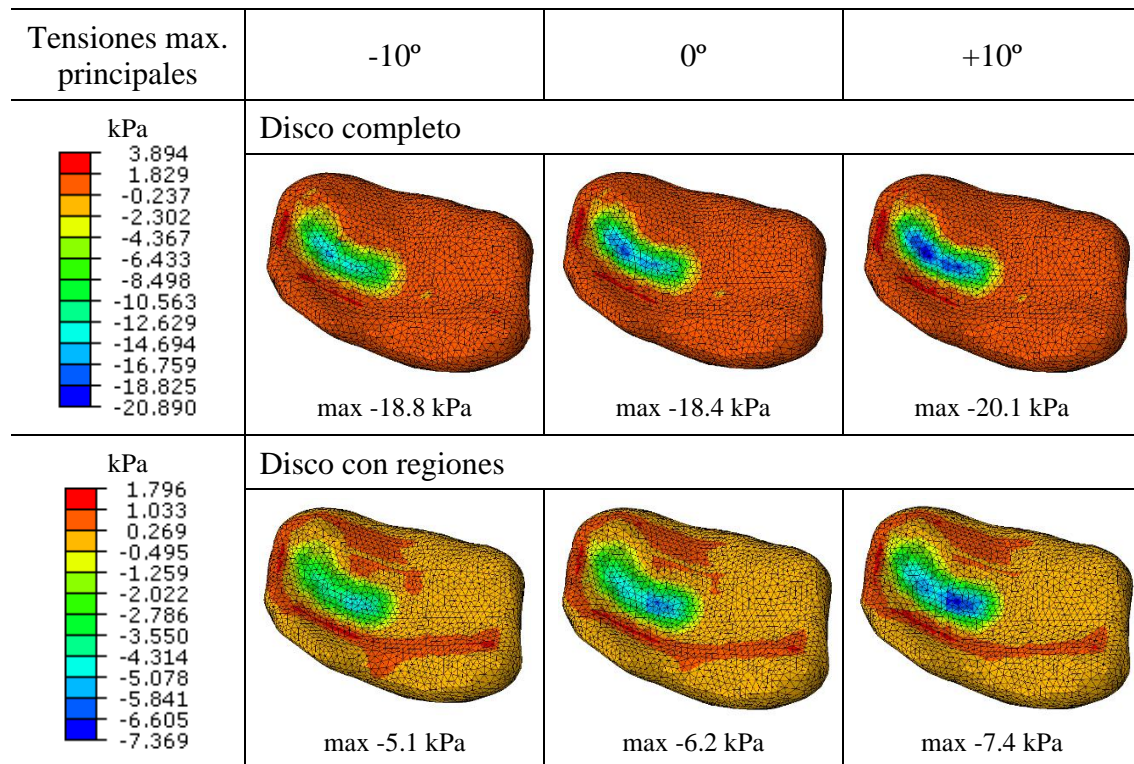


Tabla 4.2-IX Tensiones máximas principales en la superficie inferior del disco. $t=1$ s

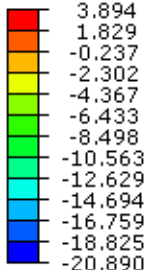
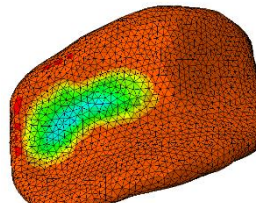
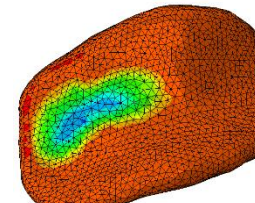
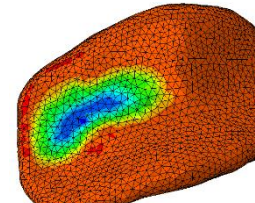
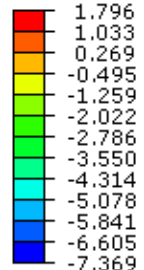
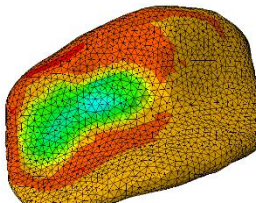
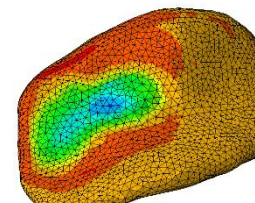
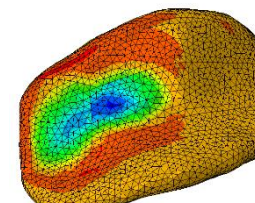
Tensiones max. principales	-10°	0°	+10°
kPa 	Disco completo		
	 max -18.8 kPa	 max -18.4 kPa	 max -20.1 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max -5.1 kPa	 max -6.2 kPa	 max -7.4 kPa

Tabla 4.2-X Tensiones máximas principales en la superficie superior del disco. $t=1$ s

Los valores máximos en el instante de 1 s son 20.1 kPa para el disco completo y 7.4 kPa en el disco con regiones, un 63% menor. Como se observa en la Tabla 4.2-IX y en la Tabla 4.2-X, la localización de estas es similar al caso anterior.

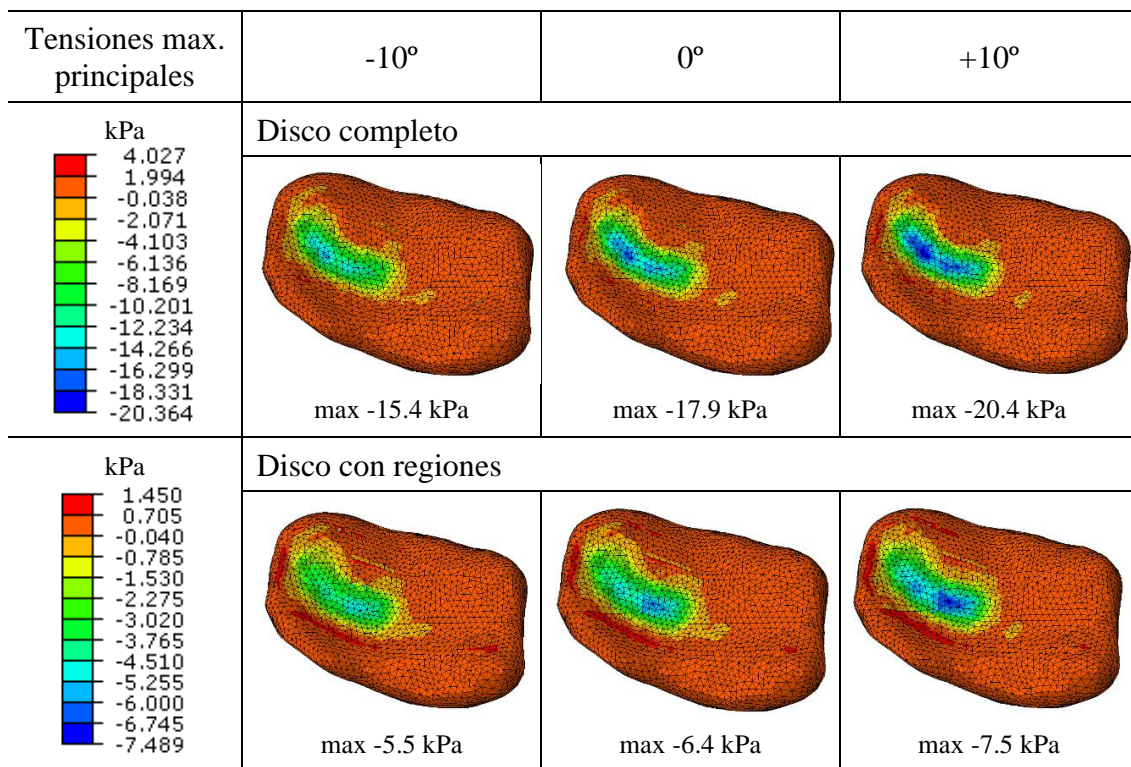


Tabla 4.2-XI Tensiones máximas principales en la superficie inferior del disco. $t=60$ s

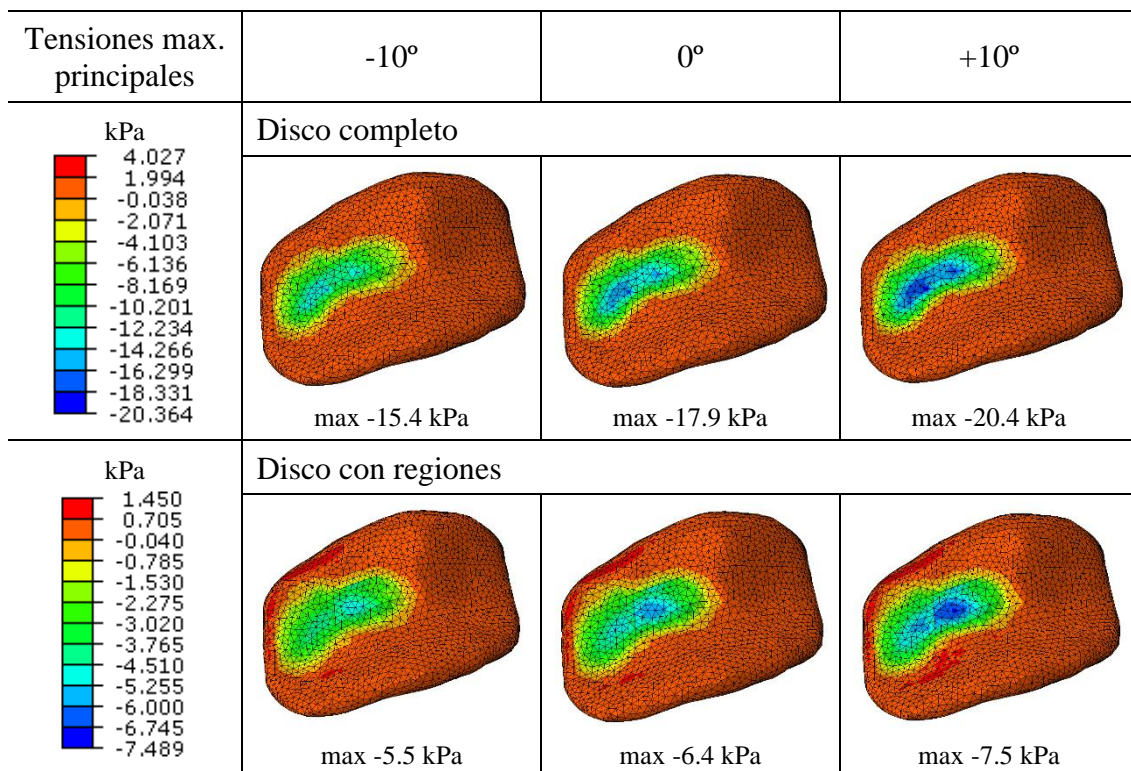


Tabla 4.2-XII Tensiones máximas principales en la superficie superior del disco. $t=60$ s

Finalmente para 60 s, las tensiones máximas son de 20.4 kPa para el disco completo y 7.5 kPa para el disco con regiones, lo que supone una reducción en torno al 63% [Tabla 4.1-XI y Tabla 4.1-XII]

En el caso de las tensiones principales máximas, al igual que en el apartado anterior, no se observa relajación alguna con el paso del tiempo.

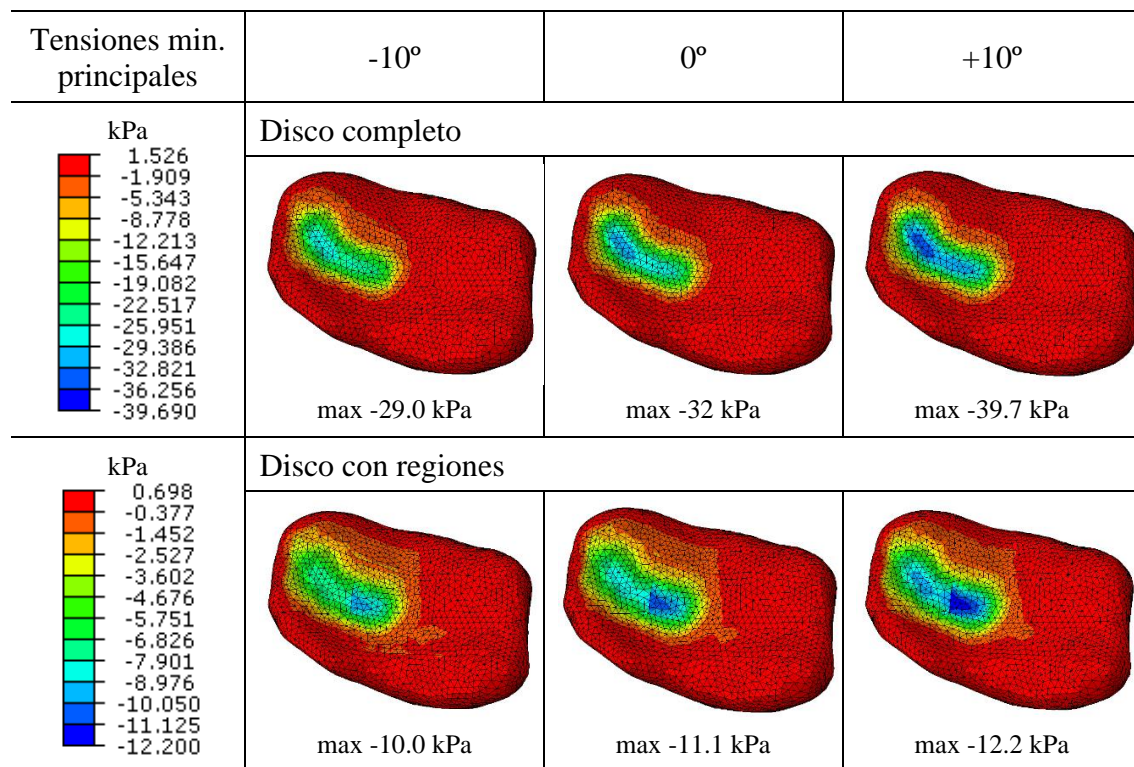


Tabla 4.2-XIII Tensiones mínimas principales en la superficie inferior del disco. $t=0.01$ s

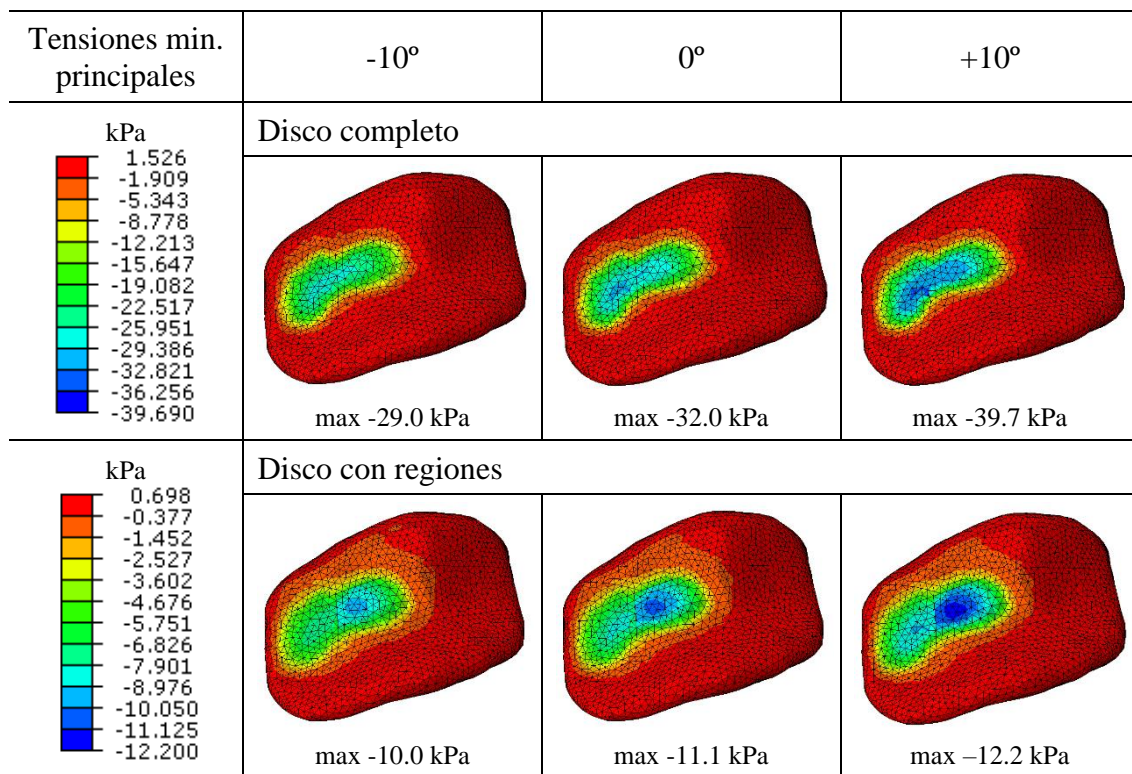


Tabla 4.2-XIV Tensiones mínimas principales en la superficie superior del disco. $t=0.01$ s

Como se observa en la Tabla 4.2-XIII y en la Tabla 4.2-XIV las tensiones principales mínimas presentan sus valores máximos también a compresión y para +10°. En el instante de 0.01 s, los valores máximos a compresión son de 39.7 kPa para el disco completo y 12.2 kPa para el modelo con regiones, un 70% menor. Se localizan en la zona lateral para el primer caso y en la zona central para el segundo. En ambos modelos, para -10° la distribución de tensiones es más homogénea.

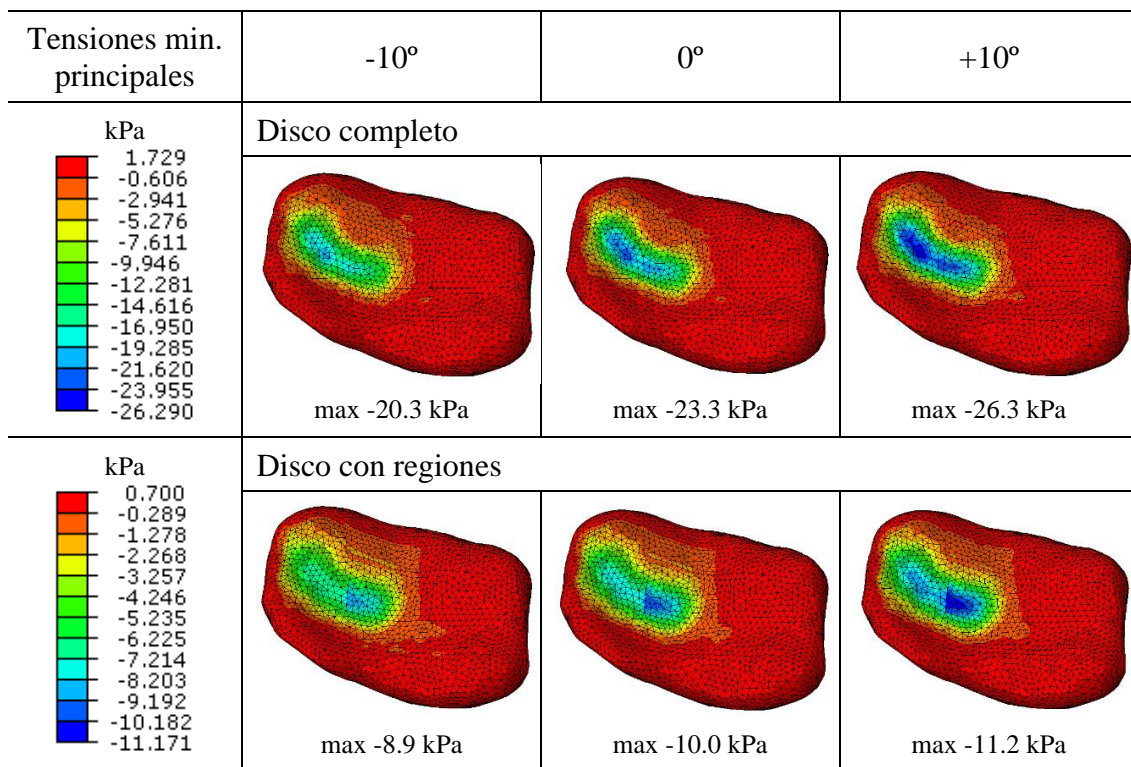


Tabla 4.2-XV Tensiones mínimas principales en la superficie inferior del disco. $t=1$ s

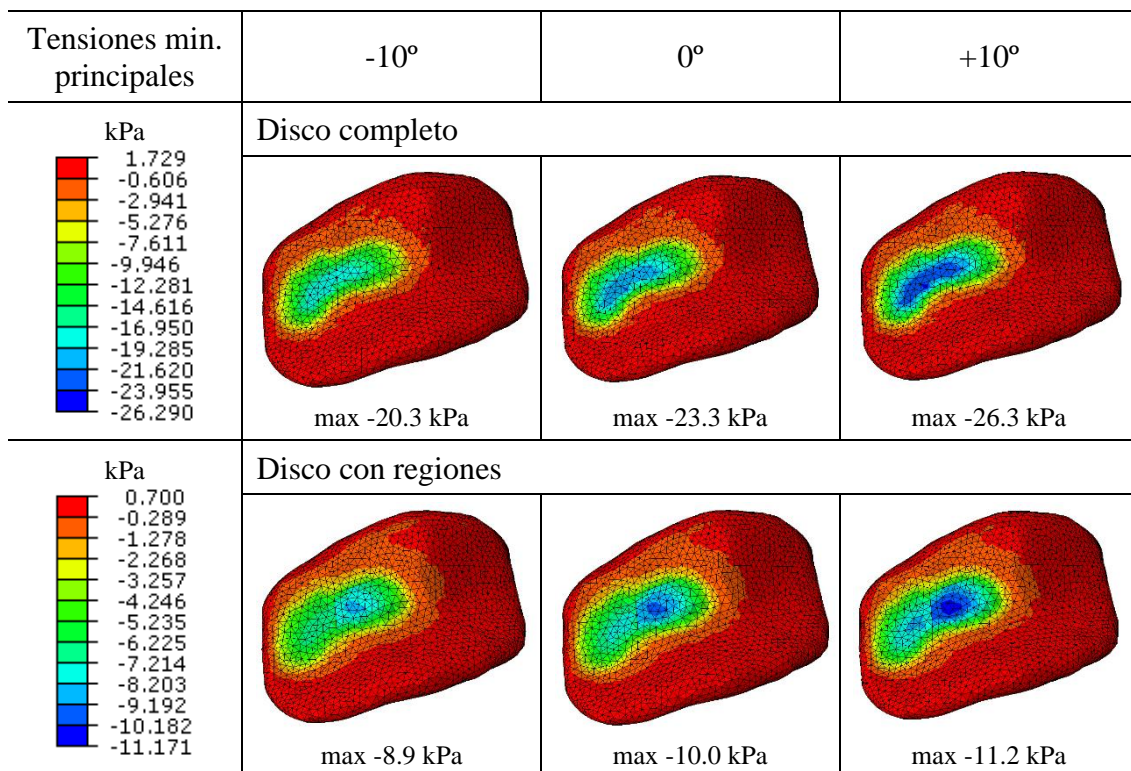


Tabla 4.2-XVI Tensiones mínimas principales en la superficie superior del disco. $t=1$ s

Para el instante de tiempo a 1 s, las tensiones máximas son de 26.3 kPa para el modelo de disco completo y 11.2 kPa para el disco con regiones, lo que supone una reducción del 57% [Tabla 4.2-XV y Tabla 4.2-XVI].

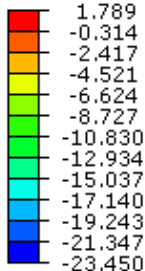
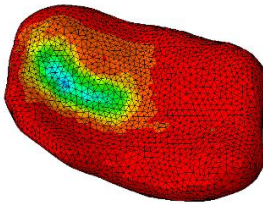
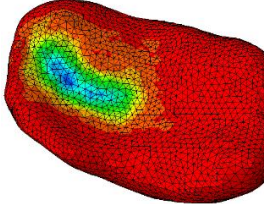
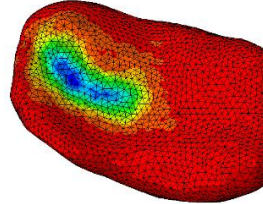
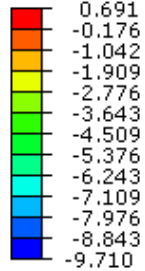
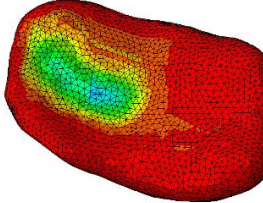
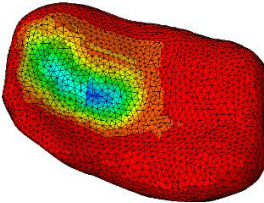
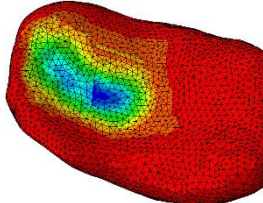
Tensiones min. principales	-10°	0°	+10°
kPa 	Disco completo		
	 max -18.2 kPa	 max -20.7 kPa	 max -23.5 kPa
kPa 	Disco con regiones		
	 max -7.6 kPa	 max -8.6 kPa	 max -9.7 kPa

Tabla 4.2-XVII Tensiones mínimas principales en la superficie inferior del disco. $t=60$ s

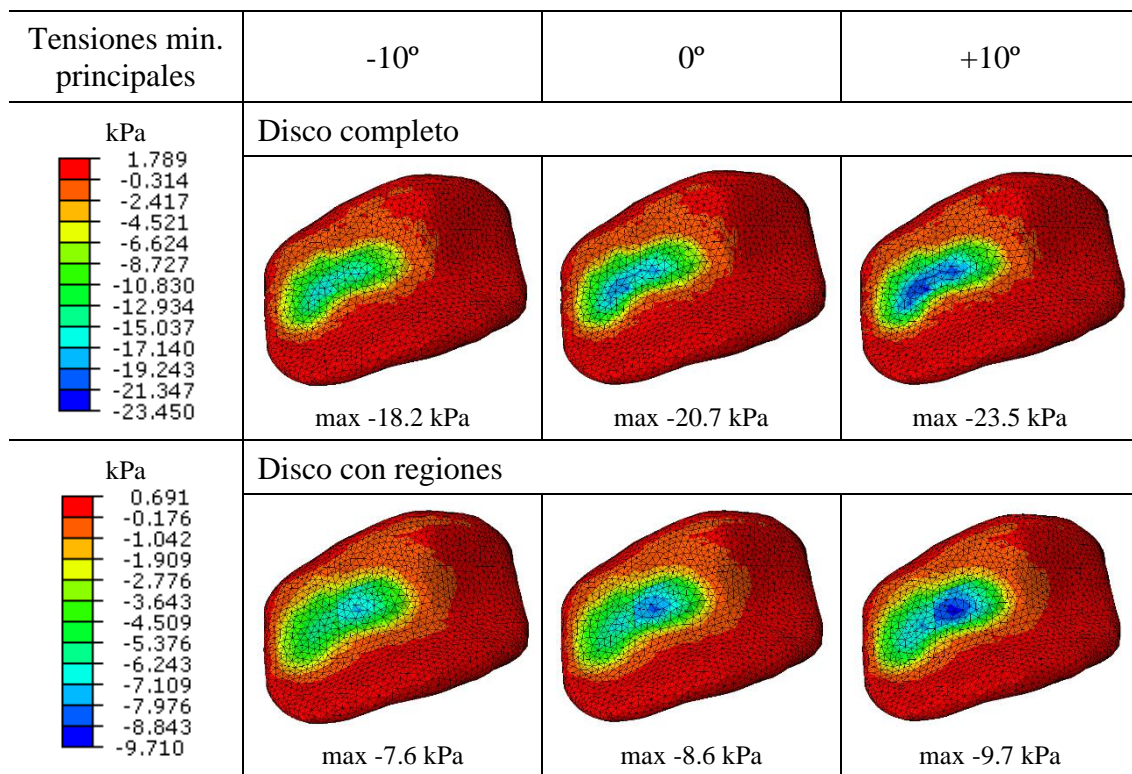


Tabla 4.2-XVIII Tensiones mínimas principales en la superficie superior del disco. $t=60$ s

Finalmente, para 60 s, las tensiones máximas son 23.5 kPa para el primer modelo y 9.7 kPa para el segundo, un 58% menor. [Tabla 4.2-XVII y Tabla 4.2-XVIII]

Respecto a la relajación experimentada tras los 60 s de simulación, esta se sitúa en torno al 40% para el disco completo y un 20% para el disco con regiones.

Como se ha visto en el apartado 4.1 las tensiones máximas se presentaban cuando los desplazamientos se aplicaban a -20° , mientras que en este apartado 4.2 las tensiones máximas se presentan para un ángulo de $+10^\circ$. Comparando ambos casos, las tensiones son siempre mayores aplicando los desplazamientos para $+10^\circ$ en la dirección antero-posterior, es decir, las variaciones angulares en la dirección antero-posterior tienen mayor influencia.

4.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

- Las diferencias en las tensiones máximas debido a las variaciones en la dirección de apretamiento no son iguales, dependiendo del campo de tensiones analizado, y presentando variaciones en función del instante en el que se comparen. Sin embargo, sí se observa que existe una relación entre la variación que se produce para cada uno de los modelos. Es decir, para el mismo campo de tensiones y para los mismos instantes de tiempo, la variación en las tensiones máximas es similar en el modelo de disco completo y en el modelo de disco con regiones. Algunos de estos casos se exponen a continuación.

Por ejemplo, observando las variaciones en la dirección medio-lateral, es decir, la disminución de las tensiones máximas entre la dirección a -20° y la dirección a $+20^\circ$, se observa que para las tensiones de von Mises y en el instante del tiempo de 0.01 s, el disco completo presenta una reducción en esta variación de direcciones del 10% aproximadamente, mientras que el disco con regiones presenta un 12%. También para tensiones de von Mises, pero a 60 s, estas disminuciones son del 14% aproximadamente para ambos modelos. Estas similitudes también se aprecian en las tensiones principales máximas en 0.01 s, siendo la disminución del 32% para el disco completo y del 29% para el disco con regiones.

Por otro lado, en cuanto a las variaciones en la dirección antero-posterior, es decir, la disminución de las tensiones máximas entre la dirección a $+10^\circ$ y la dirección a -10° , se observa que para las tensiones de von Mises y en el instante de tiempo de 0.01 s, el disco completo presenta una reducción en esta variación de direcciones del 10% aproximadamente, mientras que el disco con regiones presenta un 9%. Estas similitudes también se aprecian en las tensiones principales mínimas en 1 s, siendo la disminución del 22% para el disco completo y del 21% para el disco con regiones.

- Comparando los valores de tensión entre los dos modelos, las tensiones del modelo con regiones son siempre inferiores a las obtenidas para el modelo de disco completo. Las diferencias entre ambos modelos no son constantes, sino función del tiempo. Dependiendo del instante, como se vio en los apartados anteriores, las variaciones se encuentran entre un 70% y un 30%, aproximadamente. Estas diferencias están relacionadas con los módulos de relajación de los materiales utilizados en ambos modelos. En la Imagen 4.3-I se presentan los módulos de relajación y se refleja que el módulo de relajación del disco completo es superior a los distintos módulos en cada región del disco.

Los datos experimentales existentes para los materiales de las 5 regiones iban desde 0.01 Hz a 10 Hz. Por lo tanto, utilizando técnicas de interconversión entre módulos no se pueden obtener valores del módulo de relajación por debajo de 0.1 s. Este hecho implica que, como se puede ver en la Imagen 4.3-I, por debajo de este valor todas las curvas para las distintas regiones son constantes, mientras que la curva del disco completo, obtenida directamente por experimentación, contiene información más detallada para tiempos bajos. Esto da lugar a mayores diferencias entre los resultados de ambos modelos, sobre todo para valores de tiempo pequeños.

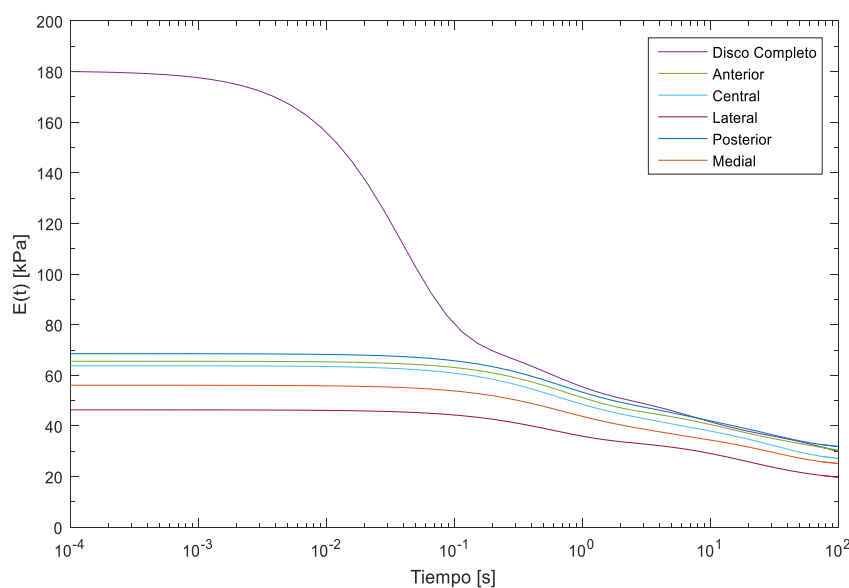


Imagen 4.3-I Módulos de relajación para el disco completo y para las cinco regiones del disco

- Las distribuciones más homogéneas de tensiones en el disco se presentan para la dirección correspondiente a los ángulos de $+20^\circ$ en la dirección medio-lateral y -10° en la dirección antero-posterior. Estas configuraciones coinciden con apretamientos en la zona central y central-anterior del disco, donde las superficies de contacto entre cóndilo y fosa son congruentes y el espesor del disco es relativamente constante.
- Respecto a las tensiones máximas obtenidas en ambos modelos, si se consideran las propiedades de las distintas regiones del disco, las tensiones máximas se encuentran en la región central o cerca de esta, mientras que en el disco de un solo material, se localizan tanto en la región central como en la región lateral.

Estos resultados concuerdan con otros estudios de la ATM (Beek et al., 2001; Tanaka et al., 2008), en los que además se relacionan estas tensiones con la mayor tendencia a producirse daños y desgaste de los cartílagos en la zona lateral y centro-lateral en condiciones de apretamiento.

Por otro lado, el modelo regional, al tener distintas propiedades para cada zona del disco, muestra resultados de tensiones diferentes para la misma deformación que el modelo de disco completo, debido a que el módulo de relajación es distinto para cada región. En este modelo, al ser más bajo el módulo de relajación de la zona lateral respecto a la central, se obtienen tensiones más elevadas en la zona central que en la lateral. Este fenómeno es significativo porque, aunque posiblemente cinco regiones no sean suficientes para modelizar todo el disco, parece que el uso de un único modelo puede proporcionar resultados que difieran del comportamiento real del disco.

- La tasa de relajación observada es siempre mayor en el disco completo. En el caso de las tensiones de von Mises, el disco completo relaja entorno a un 75%, mientras que el disco con regiones lo hace en un 50%. En el caso de las tensiones principales mínimas, la relajación está en torno al 35% para el disco completo y al 20% para el disco con regiones. Por otra parte, no se observa una relajación significativa para ambos modelos en el caso de las tensiones principales máximas. Esto es debido a que la componente principal de aplicación de la carga va en la dirección de apretamiento (tensiones principales mínimas de compresión) mientras que la componente recogida por las tensiones principales máximas está contenida, aproximadamente, en un plano perpendicular al apretamiento. Esto, unido al confinamiento del disco entre cóndilo y fosa en esta dirección, hace que no se produzca una relajación en dicha dirección durante la simulación.

Asimismo, en el disco con regiones la tasa de relajación depende directamente del valor más bajo obtenido en las simulaciones. Tal como se comentó previamente, para tiempos bajos pueden existir limitaciones respecto al valor de los módulos de relajación para cada región (ver Imagen 4.3-I) por el proceso de interconversión utilizado en este trabajo. Debido a este hecho, las tasas obtenidas podrían ser más bajas de lo esperado.

La relajación observada del disco viene dada por el comportamiento viscoelástico del mismo, también observado en otros trabajos previos (Barrientos et al., 2019; Tanaka & Van Eijden, 2003). Asimismo, los resultados de relajación obtenidos ponen de manifiesto la capacidad del disco de disipar energía, independientemente de la carga aplicada. Esta capacidad de disipación viscoelástica, vinculada a la distribución de la matriz sólida en la estructura del disco, así como el movimiento del líquido intersticial por su interior, permite que el disco trabaje bajo sollicitaciones relativamente grandes sin producirse daño en el mismo (Tanaka et al., 1999).

5 CONCLUSIONES

En este proyecto se desarrolló un modelo de elementos finitos de la ATM, que permite estudiar esta articulación utilizando materiales con distintas propiedades viscoelásticas en las diferentes regiones disco. Además, se compararon los resultados obtenidos en dicho modelo con los del modelo de disco completo que utiliza un solo material.

En base a los resultados obtenidos, se pueden extraer las conclusiones siguientes:

- El modelo de disco completo con un solo material presenta siempre valores de tensiones mayores, es decir, este modelo es más rígido que el modelo con diferentes regiones.
- La relajación presentada en el modelo de disco completo es siempre mayor que en el modelo con regiones, es decir, el disco completo presenta una tasa de relajación mayor.
- Las diferentes variaciones del desplazamiento en la dirección antero-posterior causan un efecto mayor que las variaciones en la dirección medio-lateral.
- Las tensiones máximas se presentan para -20° en la dirección medio-lateral y $+10^\circ$ en la dirección antero-posterior. Las distribuciones de tensiones más homogéneas se dan para $+20^\circ$ en la dirección medio-lateral y, en menor medida, para -10° en la dirección antero-posterior.
- Las tensiones máximas en el disco con regiones se encuentran en la región central o cerca de esta, mientras que en el disco completo de un solo material se localizan, tanto en la región central, como en la región lateral.

6 LÍNEAS DE FUTURO

Este proyecto abre la puerta a otras líneas de trabajo. Algunas de las cuales se enumeran a continuación.

- Continuar el desarrollo y mejora del modelo de elementos finitos existente. En especial, respecto a la definición de las regiones, tanto en su número, como en su geometría.
- Obtener las curvas características de los materiales a partir de datos experimentales de relajación y comparar los modelos obtenidos.
- Considerar las propiedades viscoelásticas existentes en los cartílagos y la dependencia de su módulo con la región de ensayo.
- Analizar la influencia real de los cartílagos en la distribución de tensiones del disco de la ATM.
- Extender los estudios a otras simulaciones que recojan movimientos de la ATM para distintos tipos de apretamiento.
- Aplicar el modelo desarrollado a casos de patologías con dislocación o luxación del disco de la ATM.

7 Referencias

- ABAQUS. (2017). *Contact pressure-overclosure relationships*. Obtenido de <https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-normalinteraction.htm>
- Aguilera, L. (s.f.). *Prótesis total de ATM bilateral*. Obtenido de Consorci Sanitai Garraf: <https://www.academia.cat/files/425-5935-DOCUMENT/Aguilera-45-28Gen14.pdf>
- Barousse, R. (2016). *Evaluación por RM de la Disfunción Temporomandibular*.
- Barrientos, E. (2019). *Biomechanical characterization, modelling and simulation of the whole temporomandibular joint (TMJ)*. Doctoral Thesis.
- Barrientos, E., Fernández, P., Noriega, Á., Lamela, M., Fernández-Canteli, A., & Tanaka, E. (2019). Optimal discrete-time Prony series fitting method for viscoelastic materials. *Mechanics of Time-Dependent Materials*.
- Barrientos, E., Fernández, P., Tanaka, E., Lamela-Rey, M., & Fernández-Canteli, A. (2016). Dynamic and stress relaxation properties of the whole porcine temporomandibular joint disc under compression. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.
- Beek, M., Koolstra, J. H., Van Ruijven, L. J., & Van Eidjen, T. M. (2001). Three-dimensional Finite Element Analysis of the Cartilaginous Structures in the Human Temporomandibular Joint. *Journal of Dental Research*.
- Blanco, Y. Q. (2011). Anatomía clínica de la articulación temporomandibular (ATM). *Morfología*.
- Detamore, M., & Athanasiou, K. (2003). Structure and function of the temporomandibular joint disc: Implications for tissue engineering. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.

- Emri, I., Von Bernstorff, B., Cvelbar, R., & Nikonov, A. (2005). Re-examination of the approximate methods for interconversion between frequency- and time-dependent material functions. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*.
- Fernández, P. (2011). *Introducción a la reología y la viscoelasticidad*. EPIG.
- Fernández, P., Lamela, M., Ramos, A., Fernández-Canteli, A., & Tanaka, E. (2013). The region-dependent dynamic properties of porcine temporomandibular joint disc under unconfined compression. *Journal of Biomechanics*.
- FisioOnline. (2016). *Ejercicio para descomprimir la articulación temporomandibular*. Obtenido de <https://www.youtube.com/watch?v=IXvTszZiFi0>
- Fisioterapia Valencia. (2018). *Disfunción de la ATM (articulación temporomandibular)*. Obtenido de <https://adfisioterapiavalencia.com/blog/disfuncion-de-la-articulacion-temporomandibular>
- Fundación Wikimedia, I. (2019). *Wikipedia*. Obtenido de Número de Deborah: https://es.wikipedia.org/wiki/N%C3%BAmero_de_Deborah
- Hattori-Hara, E., Mitsui, S., Mori, H., Arafurue, K., Kawaoka, T., Ueda, K., . . . Tanaka, E. (2014). The influence of unilateral disc displacement on stress in the contralateral joint with a normally positioned disc in a human temporomandibular joint: An analytic approach using the finite element method. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*.
- Hirose, M., Tanaka, E., Tanaka, M., Fujita, R., Kuroda, Y., Yamano, E., . . . Tanne, K. (2006). Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. *European Journal of Oral Sciences*.
- Ingawalé, S., & Goswami, T. (2009). Temporomandibular joint: disorders, treatments, and biomechanics. *Annals of Biomedical Engineering*.
- Lakes, R. (2009). *Viscoelastic Materiales*. Cambridge.

- López, D. R.-G. (2014). *Maxillaris*. Obtenido de Artroscopia de la ATM. Perforaciones discales: <https://www.maxillaris.com/foro-20141201-Artroscopia-de-la-ATM-Perforaciones-discales.aspx>
- López, D. R.-G. (2019). *Maxillaris*. Obtenido de Artrotomía de la ATM. Descectomía: https://www.maxillaris.com/revcms_get_binary.aspx?cont_id=1ead60ee-9710-4141-84d6-0aaedcf776df
- Media, A. M. (2016). *ATM - Articulación Temporomandibular y Desplazamiento Discal*. Obtenido de <https://www.youtube.com/watch?v=cv4WO4tWIMY>
- Nakano, T., & Scott, P. (1989). A quantitative chemical study of glycosaminoglycans in the articular disc of the bovine temporomandibular joint. *Archives of Oral Biology* .
- Ninomiya, K., & Ferry, J. (1958). Some approximate equations useful in the phenomenological treatment of linear viscoelastic data. *Journal of colloid science*.
- Peñón Vivas, P., Grau León, I., & Sarracent Pérez, H. (2011). Clinical characterization of the temporomandibular dysfunction syndrome in patients from the "Miguel Enríquez" University Hospital. *Rev Cubana Estomatol*.
- Pérez del Palomar, A., & Doblaré, M. (2006). On the numerical simulation of the mechanical behaviour of articular cartilage. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*.
- Scarpino, R., Obrez, A., & Greising, D. (2006). Organization and Function of the Collagen Fiber System in the Human Temporomandibular Joint Disk and Its Attachments . *Cells Tissues Organs*.
- Sindelar, B. J., Evanko, S. P., Alonzo, T., Herring, S. W., & Wight, T. (2000). Effects of intraoral splint wear on proteoglycans in the temporomandibular joint disc. *Archives of Biochemistry and Biophysics*.
- Tanaka, E., & Van Eijden, T. (2003). Biomechanical Behavior of the Temporomandibular Joint Disc. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*.

Tanaka, E., Fernández, P., Namhee, K., Lamela, M., Nobuhiko, K., & Fernández-Canteli, A. (2014). Stress relaxation behaviors of articular cartilages in porcine temporomandibular joint. *Journal of Biomechanics*.

Tanaka, E., Hirose, M., Koolstra, J. H., Van Eijden, T. M., Iwabuchi, Y., Fujita, R., . . . Tanne, K. (2008). Modeling of the Effect of Friction in the Temporomandibular Joint on Displacement of Its Disc During Prolonged Clenching. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.

Tanaka, E., Tanaka, M., Miyawaki, Y., & Tanne, K. (1999). Viscoelastic properties of canine temporomandibular joint disc in compressive load-relaxation. *Archives of Oral Biology*.

Tschoegl, N. (1989). *The Phenomenological Theory of Linear Viscoelastic Behavior. An Introduction*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.

Universidad de Alicante. (s.f.). *Repositorio Institucional de la Universidad de Alicante*. Obtenido de Tema 3. Viscoelasticidad: <https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/3624/1/tema3RUA.pdf>

Universidad Politécnica de Madrid. (Marzo de 2018). *MOOC Biomateriales*. Obtenido de <https://www.youtube.com/watch?v=OFn44aM8v7c>

8 PRESUPUESTO

A continuación, se mostrará el coste final del proyecto así como su desarrollo basando en el software utilizado y las horas necesitadas.

8.1 SOFTWARE

En este apartado se incluyen los costes relacionados con la adquisición de licencias para la utilización del software necesario [Tabla 8.1-I]. Estos equipos ya fueron utilizados anteriormente, por tanto, se aplica a todos ellos un porcentaje de amortización del 10%.

Concepto	Coste unitario (€)	Amortización (%)	Coste total (€)
Matlab	2000	10	200
Abaqus	2000	10	200
Microsoft Office	100	10	10
TOTAL			410

Tabla 8.1-I Coste de las licencias necesarias para la realización del proyecto

8.2 HORAS DE INGENIERÍA

Por otra parte, se muestran las horas de ingeniería necesarias para la realización del proyecto, así como su coste. Se distinguen las siguientes tareas principales:

- **Formación:** Incluye la lectura y búsqueda de información relacionada con el tema del proyecto, fundamentalmente artículos científicos. También se consideran en este apartado las horas dedicadas al aprendizaje y a la realización de pruebas sobre el modelo de partida de elementos finitos.
- **Desarrollo experimental:** Engloba todas las actividades relacionadas con el desarrollo del modelo final de elementos finitos.

- Análisis de resultados: Incluye todas las horas dedicadas al cálculo y verificación de los resultados, a la obtención de las imágenes, y su análisis para extraer las conclusiones.
- Elaboración de la memoria: Actividades de redacción, formateo y revisión de la documentación final.

En la Tabla 8.2-I se muestran las horas dedicadas a cada una de estas actividades, su coste por hora y su coste total.

Nº de horas	Concepto	Coste por hora (€)	Coste total (€)
70	Formación	40	2800
350	Desarrollo experimental	40	14000
170	Análisis de resultados	40	6800
150	Elaboración de la memoria	40	6000
TOTAL			29600

Tabla 8.2-I Coste de las horas de ingeniería necesarias para la realización del proyecto

8.3 PRESUPUESTO FINAL

De acuerdo con las partidas anteriores, el presupuesto de ejecución del proyecto según los mostrado en la Tabla 8.3-I, asciende a cuarenta y dos mil ochocientos cuarenta y ocho euros con veintiocho céntimos de euro.

PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN DEL PROYECTO		
Nº de partida	Concepto	Precio total
1	Software	410
2	Horas de ingeniería	29600
Presupuesto de ejecución material (€)		30010
Gastos generales del 12%		3601.2
Beneficio industrial del 6%		1800.6
Total parcial		35411.8
I.V.A (21%)		743648
TOTAL (€)		42848.28
<p>El presupuesto final asciende a la cantidad de cuarenta y dos mil ochocientos cuarenta y ocho euros con veintiocho céntimos de euro.</p> <p style="text-align: center;">FDO. Natalia García Fernández</p> <p style="text-align: center;">Gijón, 15 Junio de 2020</p>		

Tabla 8.3-I Presupuesto de ejecución del proyecto.

9 PROGRAMACIÓN TEMPORAL

Con el fin de tener una buena planificación del proyecto y ejecutarlo dentro de los plazos establecidos se realizó una programación temporal del mismo, utilizando para ello un diagrama de Gantt.

9.1 TAREAS

Este proyecto se puede dividir en las tareas de la Tabla 9.1-I. Estimando la duración de cada tarea y estableciendo las relaciones necesarias, se obtiene la planificación del proyecto. Estableciendo como fecha de inicio el lunes 9 de marzo de 2020, se prevé la finalización del proyecto para la última semana de junio, dejando 2 semanas disponibles para acabar la revisión de la memoria, así como posible margen ante imprevistos.

EDT	Nombre de tarea	Duración	Predecesoras EDT
1	Formación	3 semanas	
1.1	Lectura de documentación	2 semanas	
1.2	Pruebas del modelo	1 semana	1.1
2	Desarrollo experimental	10 semanas	
2.1	Creación del nuevo modelo	2 semanas	1
2.2	Verificación del modelo	2 semanas	2.1
2.3	Mejora del modelo	2 semanas	2.2
2.4	Obtener curvas de materiales	2 semanas	2.3
2.5	Simulaciones completas	2 semana	2.4
3	Análisis de resultados	3 semanas	
3.1	Análisis y discusión	3 semanas	2.5
4	Memoria	13 semanas	
4.1	Redacción	12 semanas	2[CC+2s]
4.2	Revisión	9 semanas	4.1[CC+4s]

Tabla 9.1-I Descomposición EDT, duraciones y predecesoras

9.2 DIAGRAMA DE GANTT

Dicha programación se puede observar mediante un gráfico Gantt en la Imagen 9.2-I. Se utiliza una escala temporal de meses, ya que permite observar la programación completa.

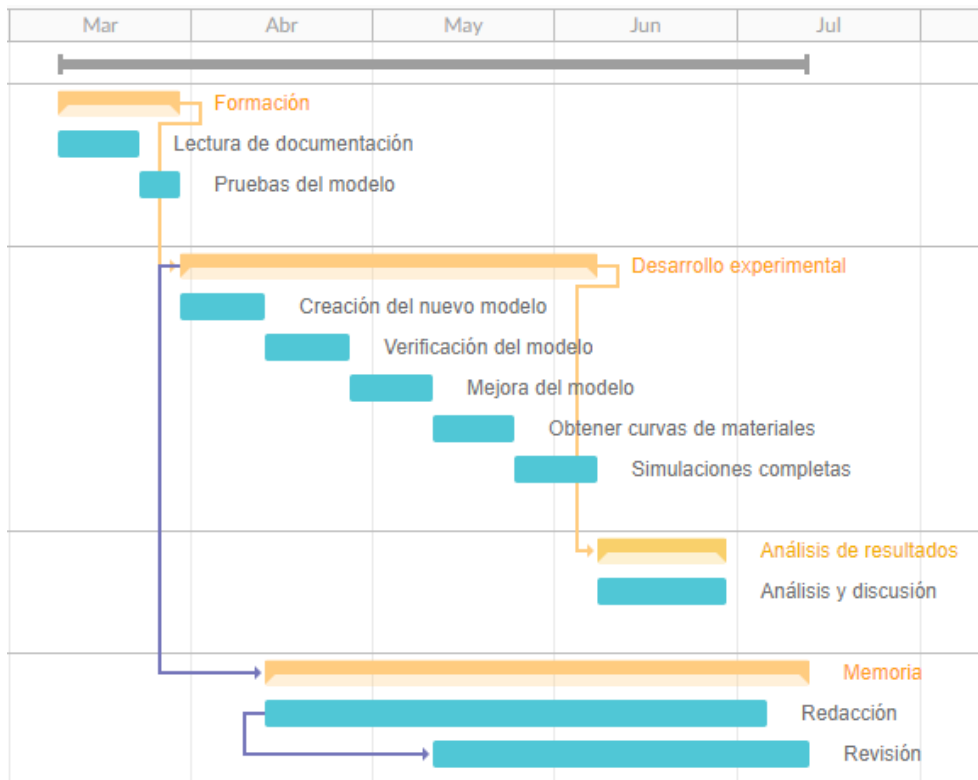


Imagen 9.2-I Diagrama de Gantt

