

ANÁLISIS DE TENSIONES DE UN ESPACIADOR DE CADERA CON ALMA DE TITANIO.

Marcelo E. Berli^a, Brenda Weiss^a, Jordán Insfrán^a, Andrés Ozols^b, Silvia M. Rozenberg^b y José Di Paolo^a

^a*Grupo de Biomecánica Computacional, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Ruta 1, Km 10, C.C. 47 - Suc. 3 - 3100, Oro Verde, Entre Ríos, Argentina, jdipaolo@bioingenieria.edu.ar, <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/biomecompu/index.html>*

^b*Grupo de Biomateriales para Prótesis, Instituto de Ingeniería Biomédica e INTECIN, Facultad de Ingeniería, Universidad de Buenos Aires. Av. Paseo Colón 850 - C1063ACV. Buenos Aires, Argentina.*

Palabras claves: Prótesis de cadera, espaciadores de cadera, PMMA, Elementos Finitos.

Resumen. La utilización de espaciadores de cadera es un tratamiento empleado en el reemplazo de una prótesis aflojada por infección, previo a la colocación del segundo reemplazo. El tratamiento consiste en implantar el espaciador hecho de polimetil-metacrilato (PMMA) impregnado de antibióticos, con una morfología idéntica al componente femoral de la prótesis. Este componente permite preservar cierta funcionalidad de la cadera y realizar un tratamiento localizado de la infección. Sin embargo, el PMMA tiene una resistencia mecánica muy baja respecto de los metales utilizados para las prótesis. Aunque el objetivo del espaciador es permanecer temporariamente en la articulación, es deseable que su resistencia a la fractura se incremente, previniendo así las fallas prematuras en períodos que no llegan a completar el tratamiento. Este aspecto motiva el presente trabajo centrado en optimizar las prestaciones mecánicas del espaciador mejorando su diseño mediante la inclusión de un alma de titanio en la matriz de PMMA. En esta primera etapa, se realiza un análisis de tensiones mediante la simulación computacional de un modelo 3D de un espaciador, en condiciones estáticas que emulan las condiciones de carga que soporta un implante de cadera. Los resultados muestran que la inclusión de un alma de metal en el seno de la matriz de PMMA reduce las tensiones sobre el acrílico y elevaría la vida útil que se predice antes de la aparición de fallas por fatiga. Las dimensiones del alma de metal propuesta, dependen del peso del paciente y de la actividad simulada, proponiendo en este trabajo un conjunto de posibles criterios para la selección del espaciador a colocar y de las posibles actividades que cada paciente podrá realizar.

1 INTRODUCCIÓN

El continuo crecimiento anual de reemplazos de cadera trae aparejado un incremento en la necesidad de contar con diseños de implantes más duraderos. Adicionalmente, dichos reemplazos se están convirtiendo en una frecuente necesidad en personas cada vez más jóvenes, quienes tienen ritmos de vida muy activos (Sabatini et al., 2008).

A pesar de los grandes avances introducidos gracias al desarrollo de nuevos biomateriales y el perfeccionamiento de las técnicas quirúrgicas para la prevención de complicaciones, aproximadamente entre el 0,5 y el 5 % de los pacientes implantados presentan complicaciones por infecciones (Militz et al., 2010).

Actualmente, el médico dispone de distintas opciones para erradicar la infección, pudiendo mencionarse: tratamiento antibiótico de administración sistémica o local, desbridamiento quirúrgico, artroplastia de resección, y recambio protésico en una o dos etapas. Se ha observado que la artroplastia de revisión en dos etapas presenta los mejores resultados, más aún cuando se utiliza un *espaciador* durante el intervalo entre el primer y segundo reemplazo (Anagnostakos et al., 2009, Jung et al., 2009).

Los *espaciadores* son implantes temporarios cuya forma geométrica intenta imitar a la prótesis de metal. Se construyen de polimetil-metacrilato (PMMA) impregnado de medicamentos y son utilizados para el tratamiento inmediato de la fuente de infección mediante la liberación local de altos niveles de antibióticos. Además, permiten una corta hospitalización, mantienen la tensión normal de los tejidos blandos y admiten cierta movilidad del paciente antes de recibir el segundo implante (Anagnostakos et al., 2009; García Sanchez, 2001). Otra de las ventajas de los espaciadores consiste en la fácil remoción, en la segunda intervención quirúrgica, tanto del componente acetabular como del femoral, sin dañar al hueso.

Los espaciadores de PMMA impregnado con uno o más antibióticos, se pueden realizar en forma artesanal o en base a un molde. Grassi et al. (2005) concluyeron que el espaciador preformado, a pesar de no permitir al cirujano elegir la cantidad de antibióticos utilizada en la mezcla, presenta una menor incidencia de complicaciones mecánicas. Aunque se han reportado tasas de éxito superiores al 90% en la erradicación de infecciones mediante la utilización de los mencionados espaciadores, las tasas de complicaciones siguen siendo altas (Anagnostakos et al., 2009, Jung et al., 2009). Jung et al. (2009), realizaron un seguimiento en 82 pacientes con espaciadores implantados, encontrando principalmente complicaciones mecánicas de las cuales la fractura del espaciador es la complicación observada con mayor frecuencia. La exacta incidencia de las fracturas es desconocida, pero se estima que ciertos parámetros pueden jugar un rol fundamental, como ser la geometría del espaciador, el tipo de producción del mismo (artesanal o estandarizada) o el incumplimiento del paciente con respecto a las actividades y cargas que debe someter al implante (Jung et al., 2009).

Aunque el objetivo del espaciador es permanecer temporariamente en la articulación, es deseable que su resistencia a la fractura se incremente, previniendo así las fallas prematuras en períodos que no llegan a completar el tratamiento. Dada entonces la importancia del espaciador en el tratamiento de infecciones, en este trabajo se realiza un estudio numérico de la distribución de tensiones en el espaciador cuando el mismo está sometido a las condiciones operativas más frecuentes (actividades cotidianas como caminar y subir o bajar escaleras). El objetivo principal es predecir la vida útil del espaciador antes de que el mismo falle por fatiga del PMMA; para ello, se estiman los ciclos de carga que el espaciador podría soportar en función de los valores de tensión que dichas cargas provocan. Luego, con el objetivo de reducir las tensiones producidas por las cargas e incrementar la vida útil del espaciador, se simula también un modelo que incluye un alma metálica en su interior, cuyas dimensiones

serán analizadas en función del peso y actividad del paciente.

2 METODOLOGÍA DE MODELADO

El estudio numérico de tensiones y duración de los diseños de implantes es una herramienta muy utilizada como análisis predictivo (Sabatini et al., 2008, Kayabasi et al., 2006; Hunga et al., 2004; Thielen et al., 2009). En recientes trabajos, los estudios mecánicos dirigen su atención al análisis de fatiga del implante ante distintas condiciones de carga, parámetros materiales y diseños geométricos, reconociendo a la fatiga como el modo predominante de falla mecánica de las prótesis actuales. Para alcanzar este fin, existen varias herramientas que permiten estimar la vida útil previa a la fatiga de una prótesis, la mayoría de las cuales arrojan resultados diferentes. Como ejemplos, podemos mencionar dos trabajos recientes. Por un lado, Kayabasi et al. (2006) utilizan las tres teorías de fatiga de Goodman, Sderberg y Gerber para estimar un factor de fatiga en el diseño de nuevas prótesis de cadera, considerando para dichas teorías los valores máximos y mínimos de las tensiones de von Mises obtenidas mediante un software comercial. Por otro lado, Hunga et al. (2004) realizan un análisis numérico probabilístico de fatiga del cemento acrílico (PMMA) sobre un modelo fisiológico de prótesis de cadera cementada, indicando que las zonas donde se sitúan los valores máximos de tensión de von Mises coinciden con los centros de aparición de fallas por fatiga del material.

En este trabajo preliminar no se realizará un estricto análisis de fatiga del espaciador, lo cual se plantea para futuros estudios. Pero considerando los resultados de los autores mencionados en el anterior párrafo, se realizará un análisis de las tensiones de von Mises en las zonas más críticas del espaciador, como ser el cuello y la base del cuello, para un diseño con y sin alma y ante distintas actividades diarias. Utilizando la curva S-N (tensión aplicada vs Número de ciclos para que se produzca la fatiga) de la figura 1 se realizará una estimación de la vida útil que puede ofrecer cada espaciador y las actividades que el profesional podría permitir al paciente dependiendo del diseño de espaciador utilizado. Se espera que los resultados puedan utilizarse como una primera guía para la experimentación de espaciadores a medida de cada paciente.

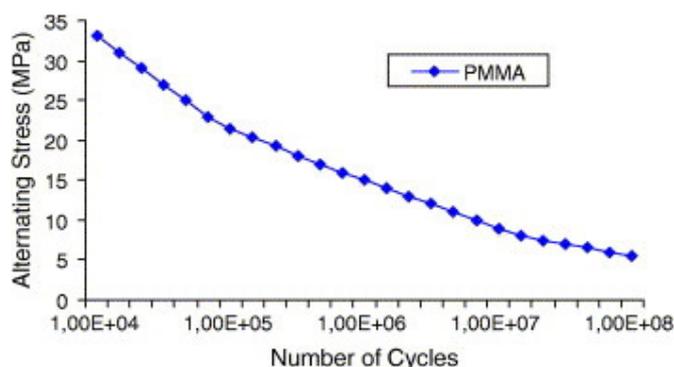


Figura 1: Tensión de ruptura en función del número de ciclos para el PMMA utilizado como cemento en prótesis de cadera (extraída del trabajo de Kayabasi et al. (2006)).

A continuación, se definirán los distintos aspectos relevantes para el análisis, como ser la geometría de cada espaciador, los parámetros de los materiales involucrados en cada diseño, el modelo utilizado para la obtención de las tensiones y las cargas aplicadas. Cabe aclarar que el análisis se realizará en una condición estática, considerando la máxima carga que podría soportar el espaciador para la actividad seleccionada.

2.1 Características generales del espaciador

La geometría del espaciador posee características similares al componente femoral de las prótesis de cadera actuales. Su diseño fue realizado por el Grupo de Biomateriales para Prótesis de la Facultad de Ingeniería de la UBA, y actualmente ya se implanta en pacientes. El molde a partir del cual se realizan estos espaciadores se muestra en la figura 2, y la forma tridimensional resultante se muestra en la figura 3 a través de tres vistas extraídas de un dibujo realizado mediante CAD.

En este trabajo se analizarán las tensiones sobre dos modelos del espaciador, los cuales se describen a continuación:

- a) Espaciador conformado íntegramente de acrílico, cuyo material base es polimetilmeta-acrilato (PMMA). Este será el modelo referenciado como “espaciador sin alma” en el resto del trabajo.
- b) Espaciador formado por una matriz de PMMA conteniendo en el centro un alma de titanio (ver figura 4). El alma está formada por una cabeza ubicada en el centro de la cabeza del espaciador, y un cuerpo cilíndrico que recorre al espaciador por el centro y tiene una inclinación en la base del cuello para imitar la dirección de cada sección de la matriz del espaciador. Dicho cuerpo cilíndrico se asemeja a una varilla doblada, cuyo radio será modificado en las simulaciones, transformándose así en uno de los parámetros de estudio en el diseño del espaciador.



Figura 2: Moldes utilizados para la construcción de los espaciadores de PMMA.

Las propiedades mecánicas del PMMA y del titanio se resumen en la tabla I. Para el PMMA, se consideraron las propiedades reportadas por Kurtza et al. (2005), mientras que las propiedades del titanio fueron seleccionadas de la base de datos de propiedades materiales que posee el software COMSOL Multiphysics.

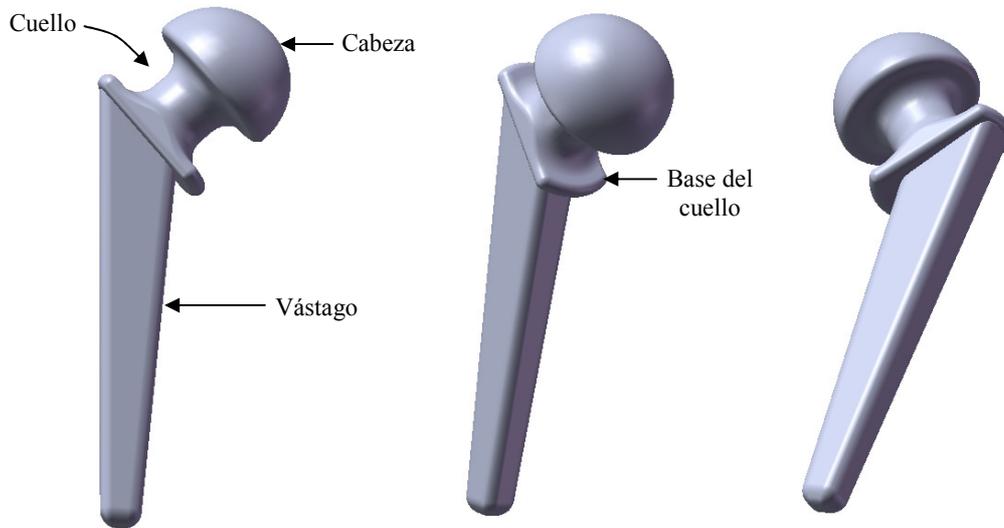


Figura 3: imágenes de la geometría 3D del espaciador reproducidas en COMSOL Multiphysics.

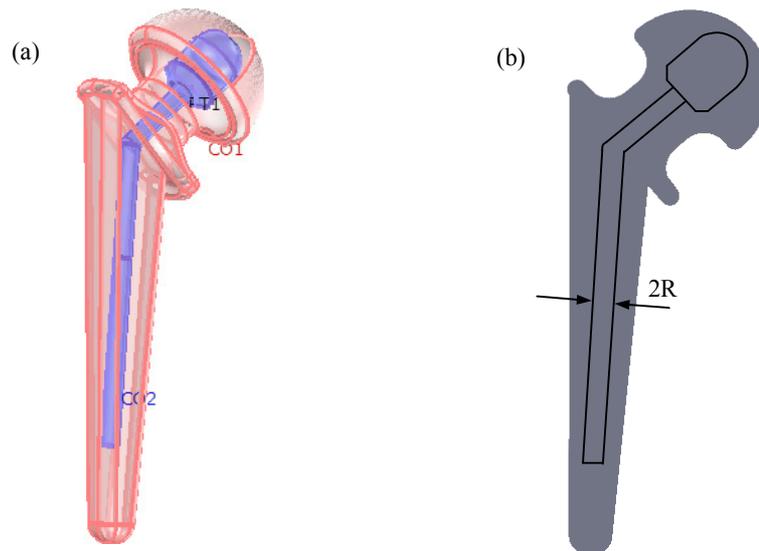


Figura 4: (a): Espaciador con alma de titanio. La matriz de PMMA que contiene al espaciador se muestra semitransparente en color rosado violeta, mientras que el alma de titanio en su interior se muestra en color lila. (b) Corte longitudinal del espaciador con alma, donde R el radio del alma que se menciona en los resultados.

	PMMA	Titanio
Relación de Poisson	0.35	0.33
Coefficiente de expansión térmica	$0.7 \cdot 10^{-4}$ [1/K]	$7.06 \cdot 10^{-6}$ [1/K]
Densidad	1125 [kg/m ³]	4940 [kg/m ³]
Modulo de Young	1470 [MPa]	105 [GPa]

Tabla I: Propiedades materiales del PMMA utilizado para simular la matriz del espaciador y el Titanio utilizado para simular el material del alma.

2.2 Selección del modelo

El modelo utilizado para el estudio de las tensiones de von Mises en el espaciador y sus deformaciones, fue desarrollado dentro del Modo de Aplicación de Mecánica Estructural del software COMSOL Multiphysics. Dentro de dicho módulo, la selección del modelo específico a explorar (sólido 3D en estado tensión-deformación) obedece a las siguientes hipótesis simplificadoras:

- Sólido elástico lineal e isotrópico, bajo pequeñas deformaciones.
- Estado de equilibrio estático, despreciando las fuerzas de volumen.
- Unión íntima y perfecta entre el alma de metal y el espaciador. Esto implica que la interfase metal-polímero es un contorno libre de restricciones mecánicas, verificándose allí la continuidad de desplazamiento y tensiones.
- Se considera al hueso perfectamente rígido. Por lo tanto, el mismo no se modela y se aplica una restricción de fijación o desplazamientos nulos en la interfase entre el espaciador y el hueso. La extensión de esta interfase se muestra en color lila en las figuras 5 (a) y (b). El resto de la pieza se encuentra libre y por lo tanto no hay tensiones aplicadas en esas regiones.

2.3 Aplicación de cargas al espaciador

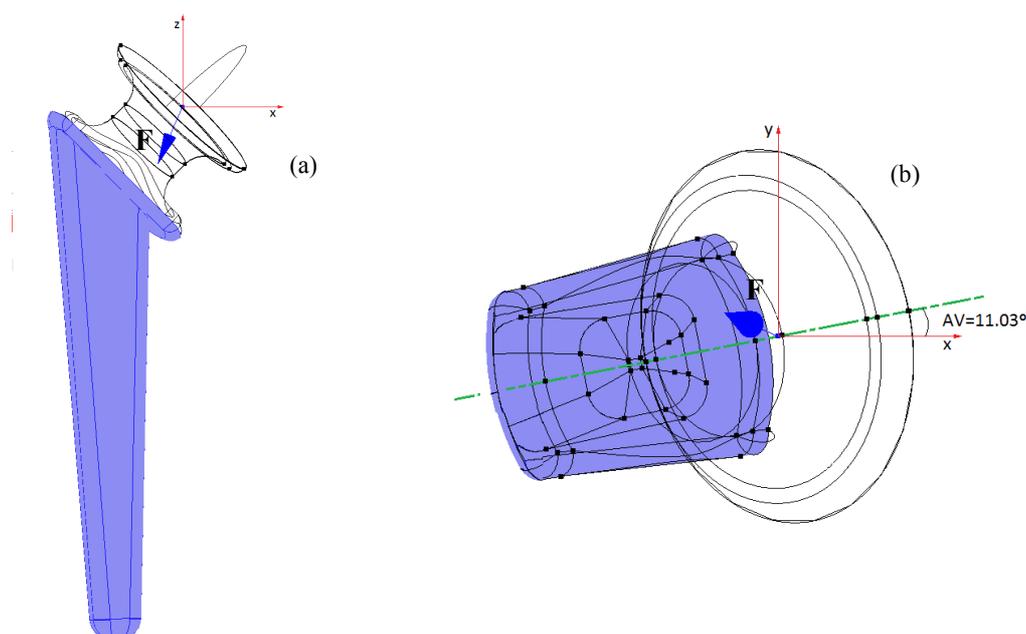


Figura 5: Vistas lateral (a) y superior (b) del espaciador (sin la cabeza femoral), mostrando el sistema coordenado y el punto de aplicación de la carga puntual equivalente F . La zona coloreada en lila representa la parte de prótesis donde se ha impuesto desplazamiento nulo como condición de contorno.

Como se mencionó en la sección previa, en este trabajo se considera al hueso en contacto con el espaciador como perfectamente rígido. Por lo tanto, se aplican condiciones de contorno de desplazamiento nulo en la superficie exterior del espaciador en contacto con el hueso. Dicha superficie se muestra en color lila en las figuras 5 (a) y (b).

El ángulo de anteversión femoral (AV), correspondiente a la inclinación anterior de la cabeza femoral con respecto al plano coronal bicondilar femoral, disminuye progresivamente

con la edad hasta alcanzar un valor de alrededor de 10° en el adulto (Dinamarca et al., 2001). En este trabajo se utilizó un ángulo de anteversión (AV) de 11.03° de acuerdo al trabajo de Casteleiro González et al. (2001), quienes estudiaron fémures adultos de ambos sexos.

La carga aplicada \mathbf{F} se considera actuando de forma puntual dentro de la cabeza del espaciador (Bergmann et al., 2001) y tiene una dirección determinada por los ángulos Ay y Az como se muestra en la figura 6. La expresión de esta fuerza en sus componentes relativas al sistema coordenado, será entonces:

$$F_{xy}^2 = F_x^2 + F_y^2 = \frac{F_x^2}{\cos^2(Az)} \Rightarrow F_y^2 = F_x^2 \frac{1 - \cos^2(Az)}{\cos^2(Az)} = F_x^2 \operatorname{tg}^2(Az) \quad (1)$$

$$F_{xz}^2 = F_x^2 + F_z^2 = \frac{F_z^2}{\cos^2(Ay)} \Rightarrow F_x^2 = F_z^2 \frac{1 - \cos^2(Ay)}{\cos^2(Ay)} = F_z^2 \operatorname{tg}^2(Ay) \quad (2)$$

$$|\mathbf{F}|^2 = F_x^2 + F_y^2 + F_z^2 \quad (3)$$

$$|\mathbf{F}|^2 = F_z^2 [\operatorname{tg}^2(Ay) + \operatorname{tg}^2(Ay) \operatorname{tg}^2(Az) + 1] \quad (4)$$

$$F_z^2 = \frac{|\mathbf{F}|^2}{\operatorname{tg}^2(Ay)[1 + \operatorname{tg}^2(Az)] + 1} \quad (5)$$

$$F_x^2 = \frac{|\mathbf{F}|^2 \operatorname{tg}^2(Ay)}{\operatorname{tg}^2(Ay)[1 + \operatorname{tg}^2(Az)] + 1} \quad (6)$$

$$F_y^2 = \frac{|\mathbf{F}|^2 \operatorname{tg}^2(Ay) \operatorname{tg}^2(Az)}{\operatorname{tg}^2(Ay)[1 + \operatorname{tg}^2(Az)] + 1} \quad (7)$$

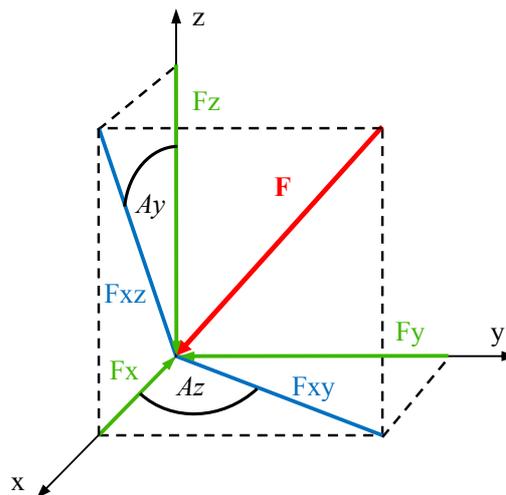


Figura 6: Representación de la fuerza puntual en sus componentes relativas al sistema coordenado del espaciador.

Los valores la fuerza F y los ángulos A_z y A_y para cada tipo de actividad se extrajeron del trabajo de Bergmann et al. (2001). En dicho trabajo se generó una base de datos a partir de mediciones sobre prótesis instrumentadas e implantadas en diferentes pacientes, mientras realizaban diferentes actividades. Las prótesis registraron y transmitieron en forma telemétrica los valores de fuerza de contacto. Luego, registrando en forma simultánea la fuerza de reacción sobre plataformas instrumentadas e imágenes para las posiciones de las piernas, se realizó un completo análisis de marcha basado en el modelo de puntos y segmentos. De esta forma, se pudo encontrar el valor de la fuerza equivalente F y su orientación instantánea durante las diferentes actividades. Aplicando entonces un proceso de promediación de resultados se establecieron los valores característicos para cada actividad que se muestran en la Tabla 2. Cabe destacar que el valor de F utilizado en este trabajo representa la fuerza máxima para cada actividad y aparece una vez por cada ciclo de marcha analizado. En la Tabla 2, este valor máximo de fuerza se expresa como un porcentaje del peso corporal (PC); a su vez, se eligieron cuatro valores característicos para el PC, detallados en el epígrafe de la Tabla 2.

	Magnitud de la fuerza F [N]	A_y [grados]	A_x [grados]
Caminata Normal (CN)	242% PC	12	36
Caminata Lenta (CL)	238% PC	13	31
Caminata Rápida (CR)	250% PC	12	30
Subir escaleras (SE)	251% PC	14	46
Bajar escaleras (BE)	260% PC	12	35

Tabla 2: Valores de los parámetros que, junto con el peso corporal (PC), determinan la carga aplicada en la prótesis (ver figura 5). Los valores de PC considerados fueron: 500, 850, 980 y 1200 N.

3 MÉTODO NUMÉRICO

En primera instancia, con los datos de la geometría del espaciador y del alma, se generó la geometría tridimensional de cada diseño (espaciador con y sin alma) a explorar en COMSOL Multiphysics. Posteriormente se procedió a la definición de las zonas (volúmenes y superficies), se asignaron las propiedades materiales a cada región y se establecieron las condiciones de contorno en cada frontera del problema. Finalmente, se estableció la posición del punto de aplicación de la carga equivalente F , la cual se introduce en el programa mediante la definición de los valores de cada una de sus componentes (Ecs. (5), (6) y (7)) en el sistema coordenado de la figura 6 cuya ubicación en la cabeza del separador se muestra en la figura 5.

A continuación se procedió a la generación de la malla de elementos finitos. Las mallas utilizadas poseen elementos de tipo Lagrange – cuadráticos, tetraédricos para los volúmenes y

triangulares para las superficies. Las mallas generadas poseen una mayor resolución (más elementos por unidad de volumen) en las zonas de mayor curvatura de la superficie y también en aquellas donde aparecen elevados gradientes de las variables. Una malla característica que permite visualizar cualitativamente la distribución de los elementos, se puede observar en la figura 7.

Los resultados que se mostrarán en el resto del trabajo, corresponden a situaciones de equilibrio estático. El modelo se resolvió para las variables u , v y w , las cuales corresponden a los desplazamientos según los ejes x , y y z respectivamente, mediante el empleo de un esquema monolítico. El sistema de ecuaciones lineal resultante en cada iteración de Newton se resolvió por un método directo (solver SPOOLES), el cual se encuentra implementado en COMSOL Multiphysics.

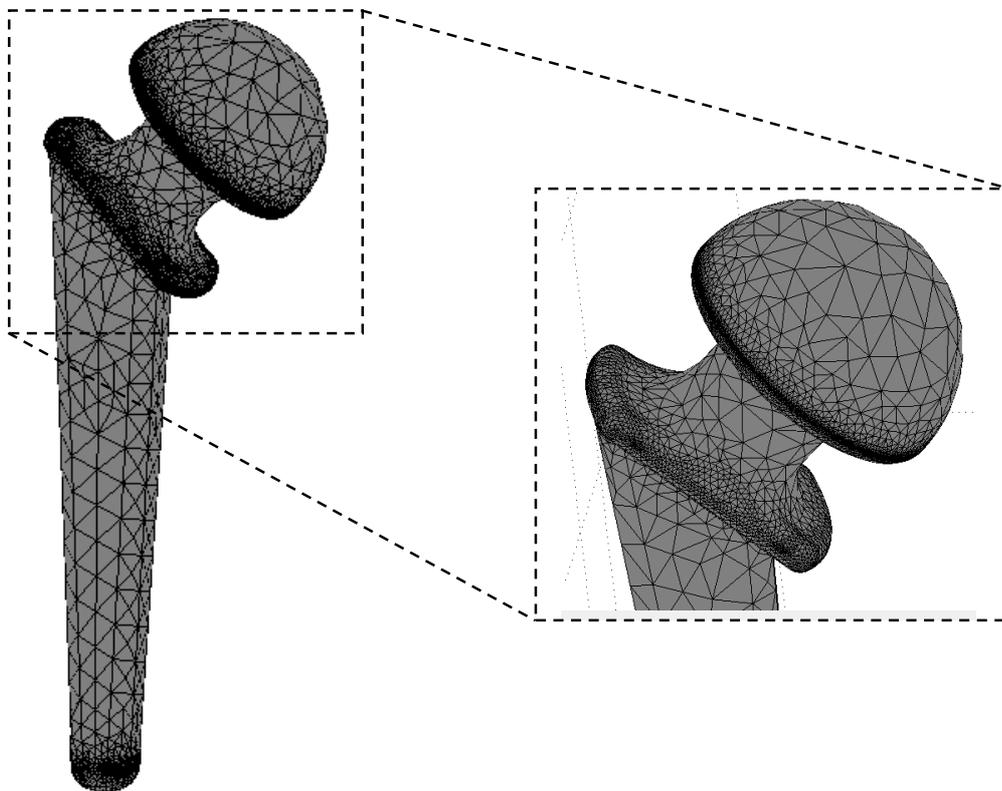


Figura 7 – Mallado característico del espaciador

4 RESULTADOS

Como se mencionó en la introducción, el espaciador permanece poco tiempo implantado en el paciente. Típicamente, la duración del tratamiento puede ser de 2 meses, aunque el mismo se puede extender o, inclusive, existen pacientes que estando conformes con el mismo, prefieren mantenerlos un tiempo más prolongado hasta su próximo reemplazo. Debido a las complicaciones mecánicas, como ser la falla por fatiga, los espaciadores no llegan a completar en muchos casos el período requerido para el tratamiento. Es deseable por lo tanto que se optimice el diseño de espaciador para que el mismo permita al paciente ampliar las actividades que puede realizar sin riesgo de sobrecargar el implante y confiera al profesional la capacidad de contar con una herramienta confiable para completar el tratamiento requerido.

Estimativamente, el número de ciclos que al que puede estar sometido el implante para una persona de actividad normal durante un año es de 1 millón de ciclos (Thielen et al. (2009), o en forma aproximada, alrededor de 2740 ciclos por día. Si bien un paciente con un espaciador implantado realiza actividades durante menos tiempo que una persona normal, consideraremos estos datos para el diseño del espaciador. Utilizando la gráfica de la figura 1 y las estimaciones en ciclos por día mencionadas, se construyó la figura 8, la cual será utilizada para relacionar como primera estimación, las tensiones obtenidas en los resultados y la posible duración del espaciador.

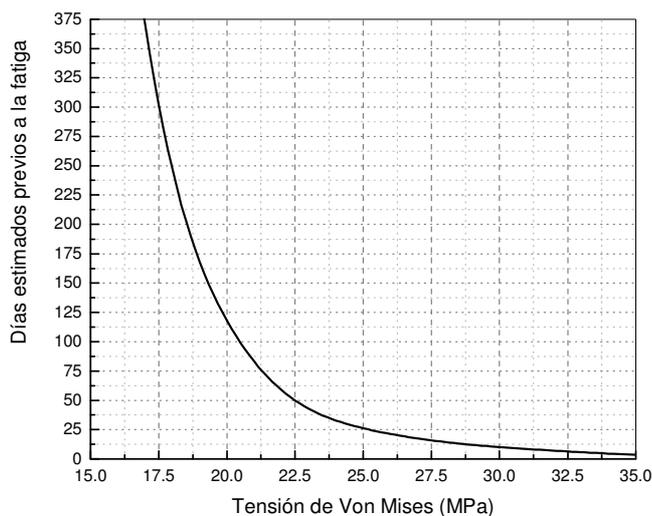


Figura 8: Cantidad de días estimados que la matriz de PMMA puede soportar previo a la aparición de fallas por fatiga, considerando una frecuencia normal de 1 millón de ciclos por año junto con los datos de la figura 1.

Las siguientes secciones estarán dirigidas al aporte de soluciones para dos aspectos relacionados con el espaciador: proponer rangos de los parámetros geométricos del diseño para elevar la vida útil del espaciador y, por otro lado, proporcionar al profesional herramientas que permitan predecir las actividades recomendables al paciente en función de su peso y del diseño del espaciador que deberá recibir.

Previamente al abordaje de los objetivos propuestos, a continuación se muestra un análisis detallado de los resultados con la discretización del dominio (espaciador). Estos resultados se utilizaron para la confección y selección de las mallas de elementos finitos apropiadas para la simulación, particularmente en aquellas zonas donde se requiere una descripción más precisa de los resultados.

4.1 Selección de la malla de elementos finitos.

Para determinar la independencia de los resultados con la discretización, se seleccionó como caso de estudio el espaciador sometido a una carga de 500 N en la condición de caminata normal. Para este caso, se resolvió el modelo utilizando mallas cada vez más refinadas en las aristas de la base del cuello, dado que allí se registran los más elevados gradientes espaciales en las tensiones de von Mises. La localización de estos gradientes es razonable puesto que en dicha región la condición de contorno cambia del estado de fijación rígida al estado libre y, puesto que las aristas se sitúan en la zona más alejada del eje de la pieza, allí es donde se producen los mayores momentos flectores y de torsión. Otra región donde aparecen elevadas tensiones de von Mises, relativas al resto de la pieza, es en el cuello del espaciador; esto es una consecuencia de la reducción de área transversal, resultando por lo tanto en una concentración de tensiones. El refinamiento se realizó en forma manual

modificando el parámetro h , que es una medida del tamaño máximo de cualquier elemento de malla. En la Tabla 3 se informan algunas características de las diferentes mallas aplicadas y las figuras 9 a 11 muestran las tensiones de von Mises máximas sobre las aristas y en el cuello del espaciador.

Denominación de la malla	h_{\max}	h_{\max} [m] en zona refinada	Elementos totales	Elementos en la zona refinada	Grados de libertad
ESA-1; ECA-1	0.011	0.001	75432	163	348384
ESA-2; ECA-2	0.011	0.0008	79266	204	366099
ESA-3; ECA-3	0.011	0.00073	81420	220	375975
ESA-4; ECA-4	0.0119	0.0007	82398	229	380661
ESA-5; ECA-5	0.011	0.00067	82369	224	380190
ESA-6; ECA-6	0.011	0.00064	85147	238	392631
ECAD-1	0.0102	0.0008	88457	206	407283
ECAD-2	0.0102	0.00073	90628	225	417552
ECAD-3	0.0102	0.000715	90820	223	418275
ECAD-4	0.0105	0.000705	90108	214	415011
ECAD-5	0.0108	0.00067	91435	224	420996
ECAD-6	0.0104	0.00063	94278	240	433560

Tabla 3 - ESA: espaciador sin alma; ECA: espaciador con alma; ECAD: espaciador con alma de radio 6 mm.

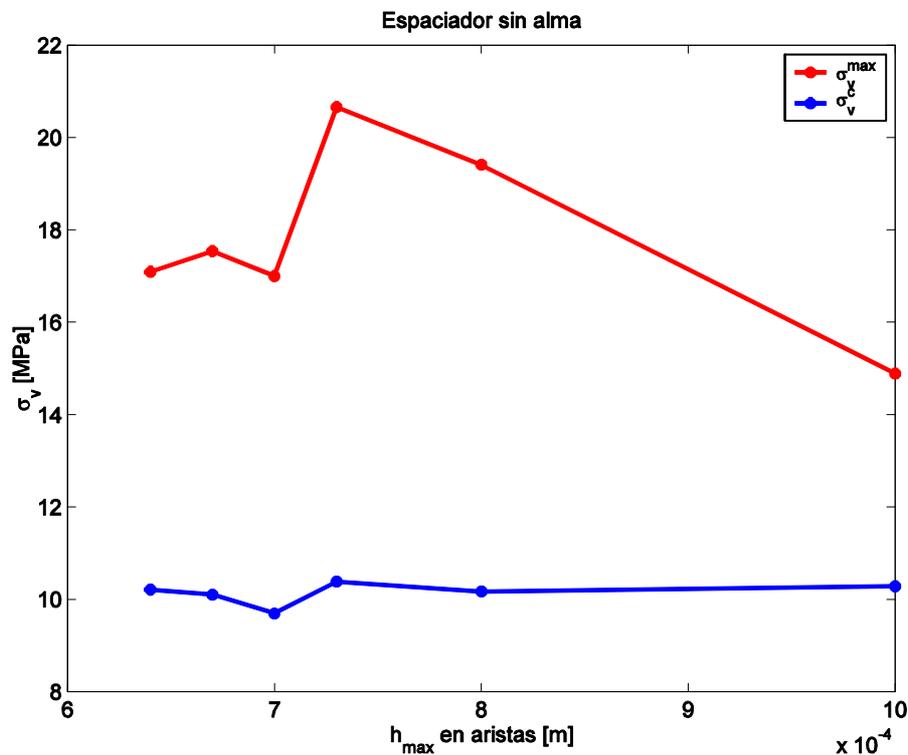


Figura 9 - Tensiones de von Mises máximas (σ_v^{\max}) y en su cuello (σ_v^c) para un espaciador sin alma, en función de la malla utilizada.

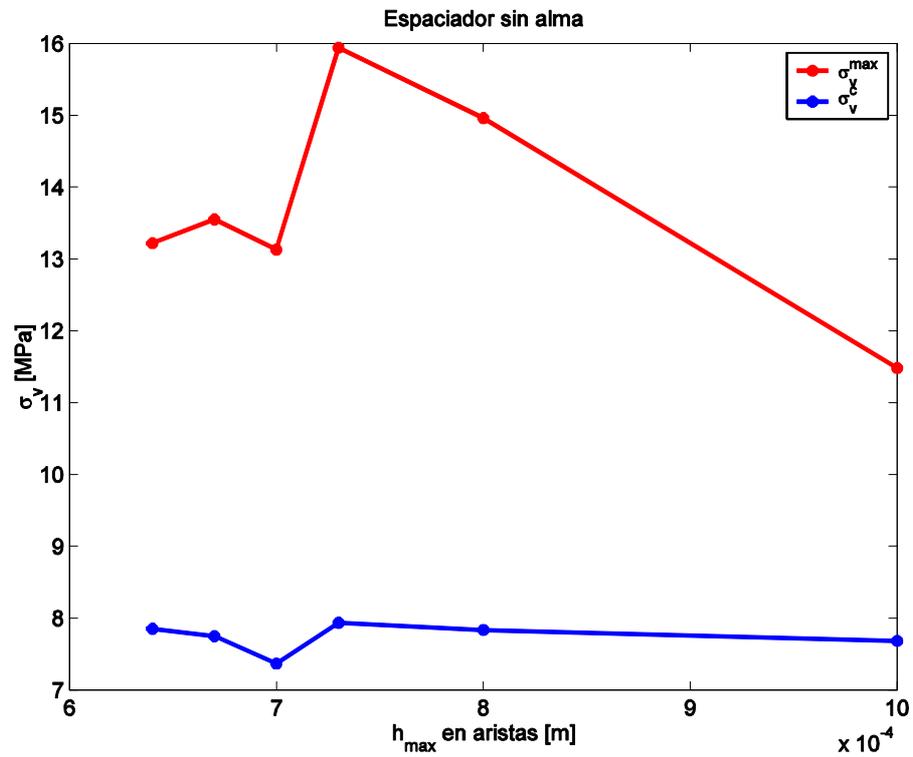


Figura 10 - Tensiones de von Mises máximas (σ_v^{max}) y en su cuello (σ_v^c) para un espaciador con alma de 3 mm, en función de la malla utilizada.

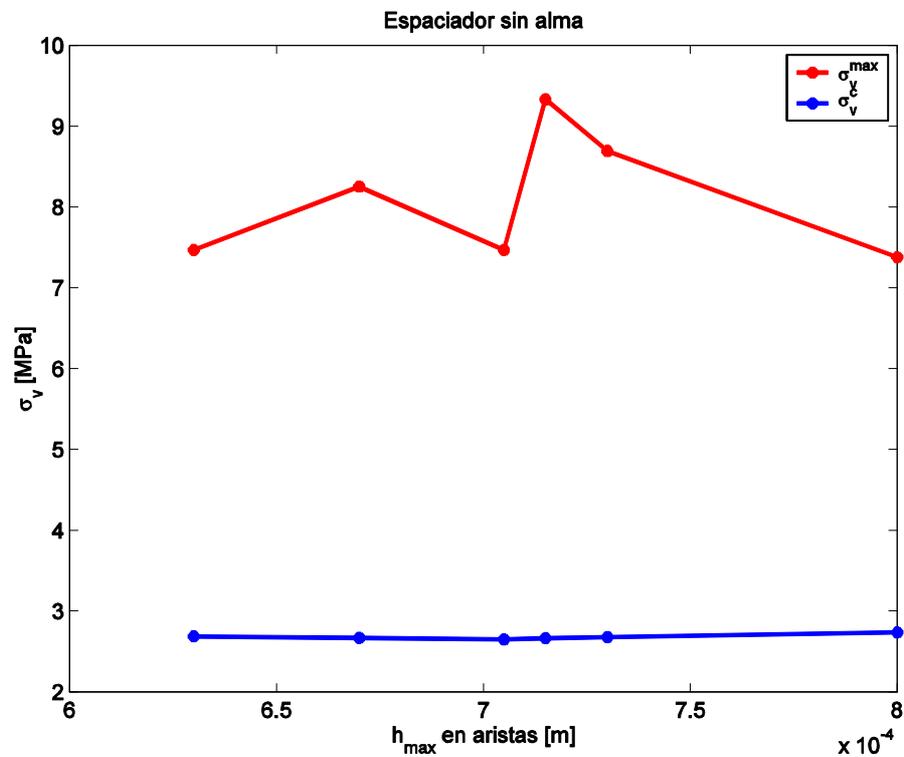


Figura 11 - Tensiones de von Mises máximas (σ_v^{max}) y en su cuello (σ_v^c) para un espaciador con alma de radio de 6 mm de radio, en función de la malla utilizada.

El criterio adoptado para seleccionar una malla adecuada, fue que las tensiones de von Mises cambien menos del 5% entre sucesivos refinamientos. Con este criterio como premisa, los resultados muestran que las mallas denominadas ESA-4, ECA-4 y ECAD-4 lo verifican.

4.2 Análisis para el caso de caminata normal

Los diseños de los espaciadores que se mencionan en este trabajo, se diferencian entre sí por el radio del alma de Ti, incluyendo el caso de $r = 0$ mm para el cual el espaciador no contiene alma. A continuación sólo se mostrará en detalle el análisis para el caso de una caminata normal (CN), la cual puede considerarse como la actividad más frecuente que realizarán los pacientes. Luego, en la siguiente sección, se incluirá un resumen de los resultados obtenidos para el resto de las actividades y distintos tipos de espaciadores.

Las figuras 12, 13 y 14 muestran la distribución de tensiones para espaciadores sin alma, con alma de 3 mm de radio y con alma de 6 mm de radio respectivamente, para una persona de (a) 850 N de peso corporal y (b) de 1200 N de peso. Ante una actividad CN, la distribución de tensiones muestra una morfología y ubicación similares para los casos mostrados en dichas figuras, con evidentes diferencias en los valores. Esta similitud es razonable ya que, aunque el valor de la carga se modifique, la dirección de aplicación es la misma en todos los casos. Puede notarse que las superficies donde se producen las mayores concentraciones de tensiones corresponden al cuello y a la zona donde culmina la condición de contorno de no desplazamiento (base del cuello, ver figura 3). En esta última zona se observan las máximas tensiones (MT) de todo el espaciador, pudiendo ser la ubicación donde las fallas por fatiga tienen su inicio. La condición de contorno de no desplazamiento utilizada para el vástago no es real, pero sí es útil para una primera predicción. Una condición más real (modelando por ejemplo del contacto entre el espaciador y el hueso como la utilizada en el trabajo de Thielen et al. (2009)) podría trasladar la ubicación y disminuir las tensiones máximas, pero es razonable intuir que las tensiones en el cuello (TC) persistirán, siendo esta la ubicación de frecuentes fracturas de huesos humanos (Brunner et al., 2003). Si bien estas suposiciones serán exploradas en futuros trabajos, se considerarán ambas regiones en el estudio que sigue.

No obstante la similitud en la morfología y ubicación de los campos de tensiones y deformaciones, las figuras 12, 13 y 14 (dibujadas para el mismo rango de tensiones) ilustran diferencias notorias en los valores máximos de tensiones en función del radio del alma considerada. La existencia de esta última añade resistencia y, al mismo tiempo, ductilidad al diseño, y es esperable que cuanto mayor sea el contenido de titanio del espaciador (radios mayores del alma), este último absorba un mayor porcentaje de la carga aliviando así a la matriz de PMMA. Para explorar esta hipótesis, se grafican en las figuras 15 y 16 las MT y las TC para los dos pesos de paciente considerados en esta sección. Puede notarse la significativa reducción en las tensiones conforme se eleva el radio del alma.

Para una persona de 850 N, las MT se reducen en un 23 % y las TC se reducen un 24 % entre el espaciador sin alma y con un alma de 3 mm. Luego, puede observarse una reducción de las MT del 56 % y de las TC de un 72 % entre un espaciador sin alma y otro con un alma de 6 mm de radio. Considerando los valores en las tensiones de la figura 15, un paciente que recibe un espaciador sin alma ($r = 0$ mm) podría utilizarlo de manera confiable entre 17 y 25 días antes de que aparezcan las fallas por fatiga debido a las MT y alrededor de 200 días considerando las TC. Esta duración para un espaciador con alma de 3 mm sería superior a 40 días si se consideran las MT y podría superar un año si se consideran las TC, mientras que para un alma de 6 mm de radio la duración podría superar los 200 días considerando las MT y permanecer implantadas en un período mayor a un año tomando en cuenta las TC.

Realizando el mismo análisis que en el párrafo anterior para una persona de 1200 N de

peso se obtienen las estimaciones de la tabla 4.

	Reducción respecto del espaciador sin alma.	Duración estimada para tensiones máximas (MT).	Duración estimada para tensiones en el cuello (TC).
Sin alma	-	Menos de 5 días	25 a 50 días
Con alma de 3 mm	23%	Menos de 18 días	Más de 125 días
Con alma de 6 mm	24%	Más de 125 días	Más de un año

Tabla 4: Resumen del análisis realizado para CN y un peso de 1200 N.

De acuerdo a las predicciones de esta sección, la implantación de un espaciador sin alma en un paciente de 1200 N de peso comprometería el tratamiento en un plazo muy corto, mientras que la utilización de un espaciador con un alma de 6 mm de radio podría proporcionarle un tratamiento en un período prolongado (un mínimo estimativo de 4 meses). Por otro lado, para un paciente de 850 N de peso, los resultados de la figura 15 muestran que la utilización de un espaciador con un alma cuyo radio se encuentre entre 3 mm y 6 mm podría completar un tratamiento que supere los 2 meses previos a la fatiga del PMMA (considerando las MT).

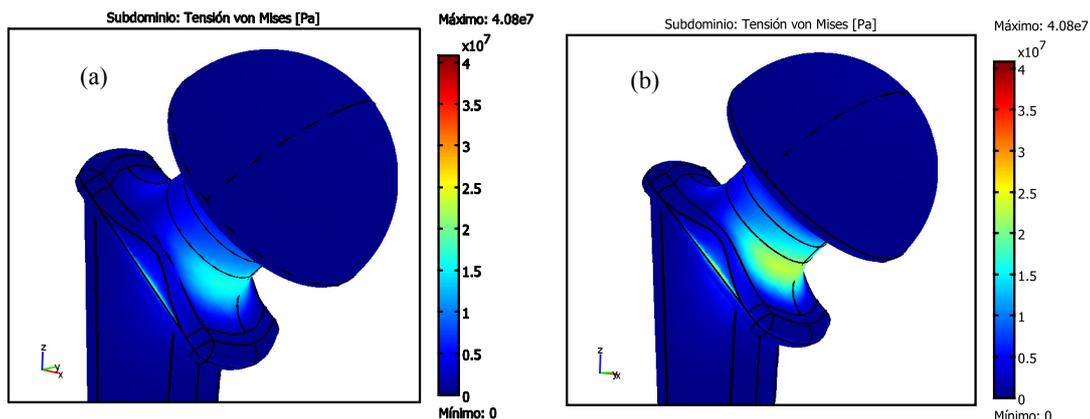


Fig. 12 - Distribución de tensiones de von Mises y deformación en espaciador sin alma sometido a CN con una fuerza aplicada de (a) 850 N y (b) 1200N.

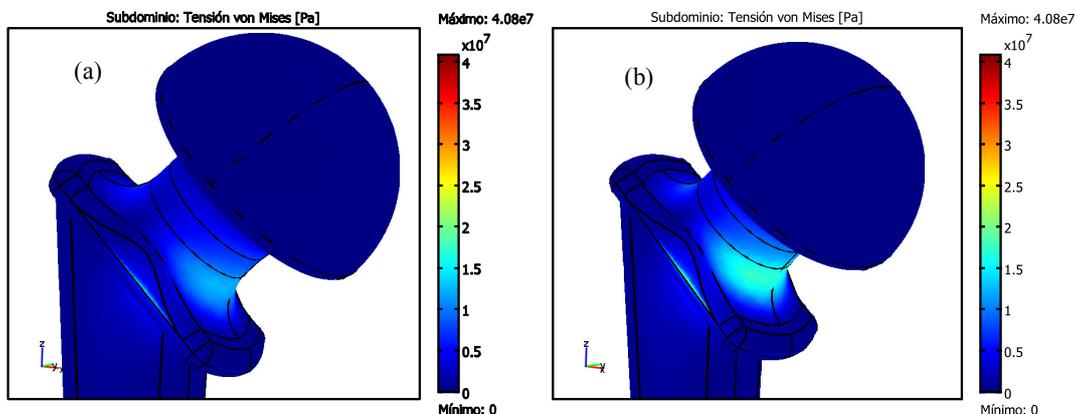


Fig. 13- Distribución de tensiones de von Mises y deformación en espaciador con alma de radio 3 mm, sometido a CN con una fuerza aplicada de (a) 850 N y (b) 1200N.

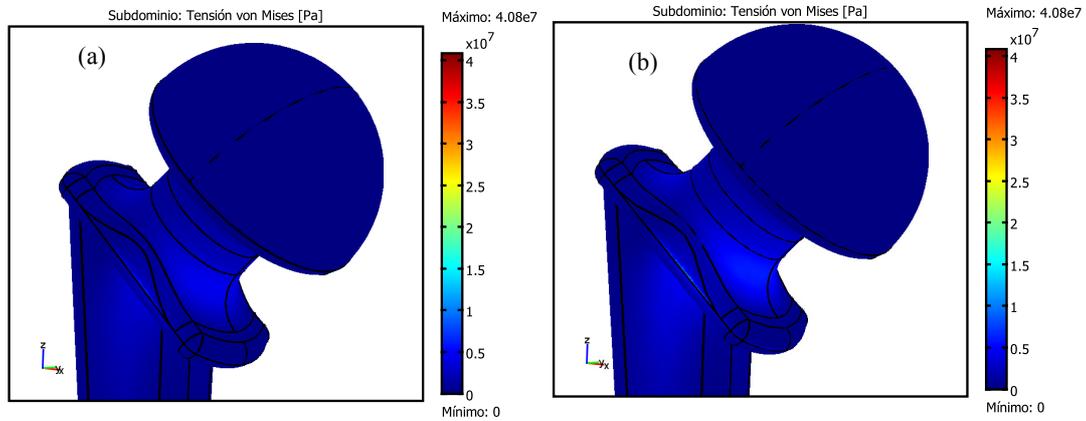


Fig. 14 - Distribución de tensiones de von Mises y deformación en espaciador con alma de radio 6 mm, sometido a CN con una fuerza aplicada de (a) 850 N y (b) 1200N.

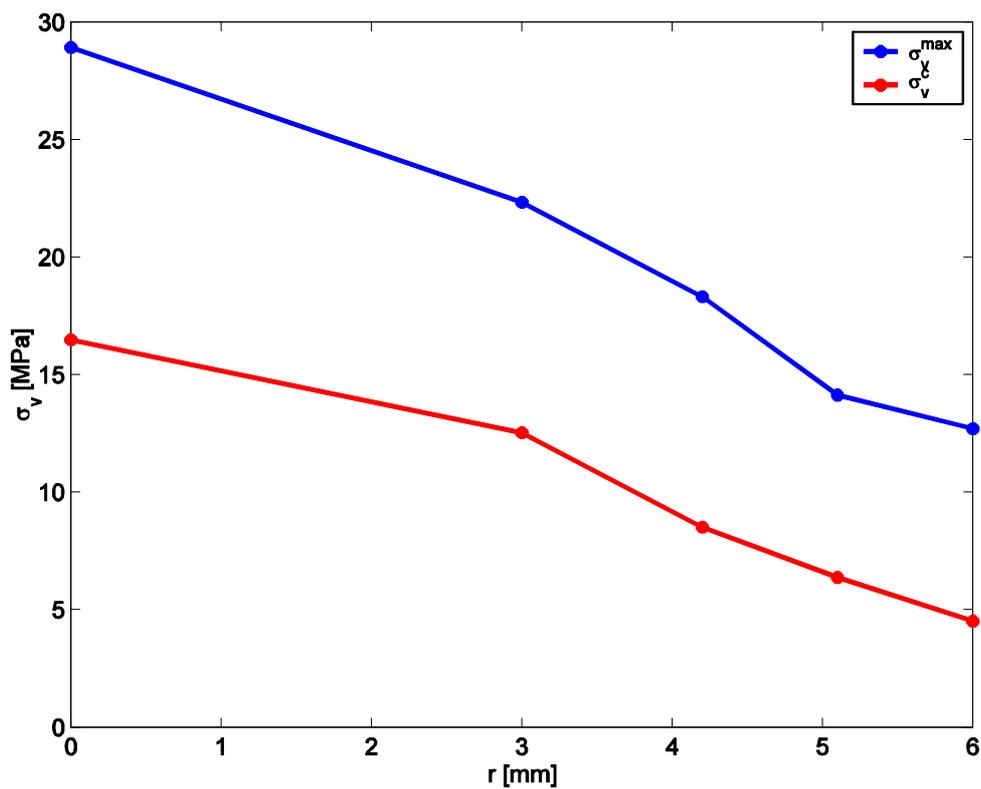


Figura 15- Tensiones de von Mises máximas en un espaciador (σ_v^{\max}) y en su cuello (σ_v^c) en función del radio del alma para la condición de CN con una fuerza aplicada de 850[N].

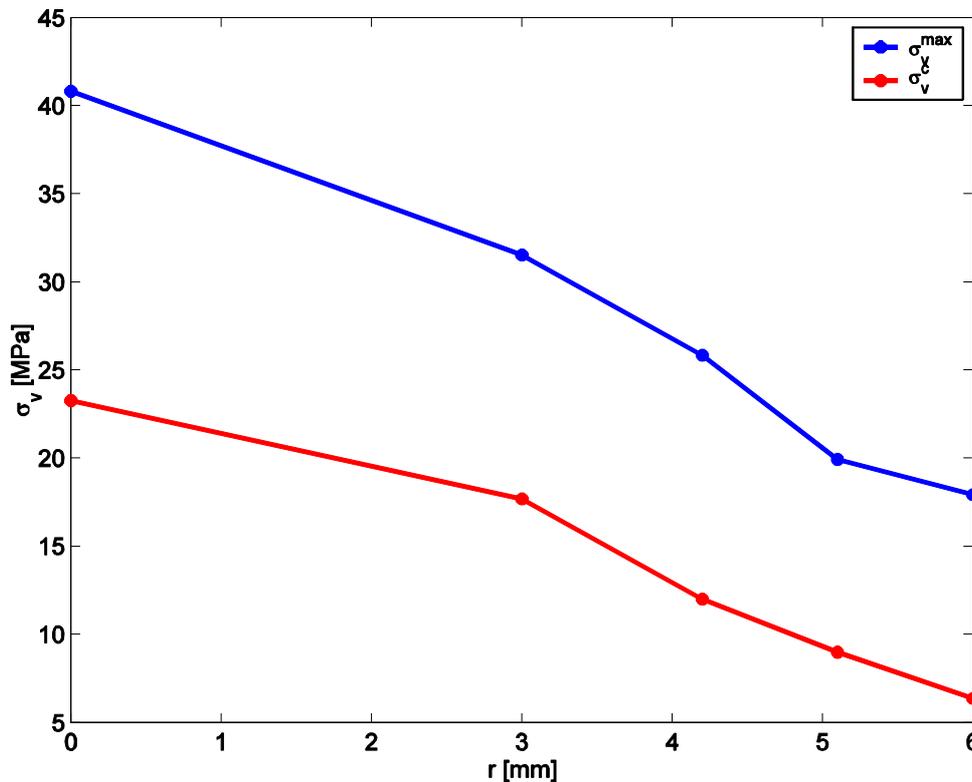


Figura 16- Tensiones de von Mises máximas en un espaciador (σ_v^{\max}) y en su cuello (σ_v^c) en función del radio del alma para la condición de CN con una fuerza aplicada de 1200[N].

Estos resultados son estimativos y podrían utilizarse como una primera aproximación para el diseño del espaciador y, al mismo tiempo, para la toma de decisiones del profesional en cuanto al tipo de espaciador recomendado para cada paciente en función de sus condiciones y las actividades cotidianas que normalmente desarrolla. En la siguiente sección se extenderán estas predicciones a las demás actividades estudiadas. Si bien algunas de ellas no son recomendables para un paciente con un espaciador implantado, se incluirán para poder predecir qué actividades podría desarrollar cada paciente en función de su peso y del diseño utilizado.

4.3 Resultados para todas las condiciones de marcha: Análisis para MT (Máximas tensiones en las aristas de la base del cuello).

Se realizaron simulaciones para las 5 actividades descritas en la sección 2.3 y cada una de ellas para los cuatro valores de peso corporales propuestos, totalizando 20 casos de estudio para cada tipo de espaciador.

El procedimiento descrito en detalle en la sección anterior se repitió para los diferentes tipos de actividades, pesos corporales y radios del alma de Ti. La Tabla 5, muestra las MT en el espaciador.

De los resultados mostrados en la tabla 5, puede extraerse las siguientes conclusiones preliminares:

- Para los pesos de 1200 N y 980N, solamente el espaciador con un alma de 6 mm podría completar un tratamiento que supere los 2 meses antes de la aparición de fallas

por fatiga, restringiendo las actividades del paciente solamente a una caminata normal. Los diseños del espaciador sin alma y con alma de 3 mm, no aseguran una supervivencia del espaciador mayor a 9 días.

- Para un peso de 850 N, los resultados son similares al caso anterior, pero en este caso, un alma de 3 mm de radio podría alcanzar los 2 meses si se restringe su actividad a la caminata normal con un número de ciclos inferior al que realiza una persona normal. Luego, un espaciador con alma de 6 mm de radio podría permanecer períodos más largos en el paciente, el cual podría superar el año.
- Para un peso de 500 N, un espaciador sin alma podría proporcionar un tiempo de tratamiento mayor a 6 meses, restringiendo las actividades solamente a CN. Luego, solo para CN, con la utilización de un espaciador con alma de 6 mm de radio, podría estimarse una duración mayor a un año.

Tipo de espaciador	Actividad	Peso corporal [N]			
		500	850	980	1200
Sin Alma	Caminata normal	17.0	28.9	33.32	40.8
	Caminata lenta	54.75	93.08	107.3	131.4
	Caminata rápida	56.05	95.29	109.9	134.5
	Subir escaleras	50.1	85.18	98.21	120.3
	Bajar escaleras	18.72	31.82	36.69	44.92
Con alma de radio 3 mm	Caminata normal	13.13	22.32	25.73	31.51
	Caminata lenta	50.48	85.82	98.94	121.2
	Caminata rápida	51.49	87.54	100.9	123.6
	Subir escaleras	45.49	77.34	89.17	109.2
	Bajar escaleras	13.67	23.24	26.79	32.8
Con alma de radio 6 mm	Caminata normal	7.468	12.69	14.64	17.92
	Caminata lenta	27.94	47.5	54.76	67.06
	Caminata rápida	28.45	48.37	55.77	68.29
	Subir escaleras	26.88	45.69	52.68	64.51
	Bajar escaleras	6.595	11.21	12.93	15.83

Tabla 5 – Tensiones máximas (en MPa) para los distintos diseños de espaciadores. Las celdas sombreadas en color rojo indican las tensiones que se corresponden con períodos de duración estimados menores a dos meses en la figura 8. Las celdas con fondo amarillo indican tensiones ante las cuales, restringiendo el tiempo durante el cual se realiza la actividad, el espaciador podría durar 2 meses y en fondo verde se encuentran aquellas tensiones para las cuales se predice una vida mayor a dos meses del espaciador.

Hasta aquí, resulta ilustrativa la importancia de poder contar con un diseño del espaciador que contenga un alma de titanio, sin el cual la mayoría de las personas que podrían recibir este implante temporario, se encuentran limitados a una actividad mínima por períodos muy cortos o nula. A continuación se desarrolla este estudio para las tensiones máximas en el cuello del espaciador.

4.4 Resultados para todas las condiciones de marcha: Análisis para TC.

En forma similar que para las tensiones MT, los valores de tensiones TC de la tabla 6 permiten realizar las siguientes predicciones:

- Para un peso de 1200 N, el cuello del espaciador sin alma podría permanecer dos meses previo a la posible aparición de fallas con una actividad restringida a CN y reducida en el tiempo respecto a un individuo normal. Para un espaciador con alma de 3 mm de radio, el cuello del espaciador podría durar períodos mayores a dos meses, e inclusive períodos cercanos a los 5 meses para una actividad CN. Para un alma de 6 mm, las predicciones indican un funcionamiento sin rupturas mayor a 5 meses para todas las actividades.
- Para un peso de 980 N, la duración del cuello del espaciador sin alma puede superar los dos meses ante una actividad restringida a CN, situación que también se observa para un espaciador con alma de 3 mm. Para un alma de 6 mm, se predice una duración mayor a los 5 meses, que inclusive podría superar el año de permanencia con un uso normal de la articulación para cualquier actividad.
- Para un peso de 850 N los resultados son, en general, equivalentes a los observados para un peso de 980 N.
- Para un peso de 500 N, el uso de un espaciador sin alma parece adecuado a todas las actividades sin comprometer la integridad del cuello en un período que puede superar los tres meses. Para los otros dos diseños, los resultados predicen una duración que supera el año.

Tipo de espaciador	Actividad	Peso corporal [N]			
		500	850	980	1200
Sin Alma	Caminata normal	9.691	16.47	18.99	23.26
	Caminata lenta	17.56	29.84	34.41	42.13
	Caminata rápida	18.05	30.68	35.37	43.31
	Subir escaleras	19.19	32.63	37.62	46.06
	Bajar escaleras	9.029	15.35	17.7	21.67
Con alma de radio 3 mm	Caminata normal	7.366	12.52	14.44	17.68
	Caminata lenta	14.62	24.85	28.65	35.08
	Caminata rápida	15.0	25.5	29.4	36.0
	Subir escaleras	16.1	27.36	31.55	38.63
	Bajar escaleras	6.65	11.31	13.03	15.96
Con alma de radio 6 mm	Caminata normal	2.65	4.505	5.194	6.36
	Caminata lenta	6.342	10.78	12.43	15.22
	Caminata rápida	6.424	10.92	12.59	15.42
	Subir escaleras	7.333	12.47	14.37	17.6
	Bajar escaleras	2.395	4.072	4.695	5.749

Tabla 6 – Tensiones en el cuello del espaciador (en MPa). Las referencias de los colores pueden leerse en el epígrafe de la tabla 5.

En síntesis, al igual que en la sección anterior, estos resultados predicen que la existencia del alma de titanio permitiría mantener la integridad del cuello del espaciador por períodos prolongados para todos los pesos explorados. Solamente para un peso de 500 N podría predecirse la integridad del cuello de un espaciador sin alma por períodos mayores a los 2 meses.

5 CONCLUSIONES

En este trabajo se proponen nuevos diseños de espaciadores conteniendo en su interior un alma de titanio para aumentar su resistencia, reducir el riesgo de falla por fatiga y elevar la vida útil del espaciador. El estudio fue realizado sobre un modelo numérico del espaciador resolviendo las ecuaciones de equilibrio y elasticidad lineal en el software COMSOL Multiphysics para extraer las tensiones de von Mises ante distintas actividades, pesos del paciente y diseños del espaciador.

Los resultados preliminares predicen que la existencia de un alma de titanio en el seno del espaciador de PMMA permitirá alcanzar los períodos requeridos para el tratamiento de los pacientes. Inclusive, este nuevo diseño podría además permitir a las personas realizar la mayoría de las actividades diarias con un mínimo de restricciones.

Estos resultados alientan a continuar en esta línea de investigación. En futuros trabajos se estudiarán las tensiones ante condiciones de contorno más reales en la interfase hueso-implante y en la interfase alma-PMMA, se tendrán en cuenta cargas variables sobre el espaciador y se realizarán estudios más detallados sobre el fenómeno de fatiga en el PMMA. No obstante, las estimaciones presentadas en este trabajo podrían utilizarse como una primera aproximación en la decisión del tipo de espaciador a utilizar para un paciente particular, esto es, personalizar el espaciador para cada caso. Al mismo tiempo, dichas estimaciones también pueden utilizarse como herramienta predictiva para sugerir o limitar actividades para cada paciente.

Finalmente, los resultados de este y futuros trabajos serán contrastados con resultados experimentales para optimizar el modelo y validar las predicciones numéricas del mismo.

REFERENCIAS

- Anagnostakos K., Jung J., Schmid N. V., Schmitt E., Kelm J. Mechanical complications and reconstruction strategies at the site of hip spacer implantation. *International Journal of Medical Sciences.*; 6(5):274-279. 2009.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., and Duda, G.N., Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics*, 34: 859–871, 2001.
- Brunner L. C., Eshilian-Oates L. E. Hip fractures in adults. *American Family Physician.* 67(3):537-542. 2003.
- Casteleiro González R.; Gómez Pellico L.; Fernández-Valencia. R.; Castaño Zapatero, C. y Fernández Camacho J. Estudio de la anteversión femoral. *Congresos UPC. Biomecánica.* 2(2):74-76. 1994.
- Dinamarca O. V., García B. C., Belmar B. A., Parra R. R., Tapia E. T. M., Rojas C. R., Cabrera I. C. Estudio radiológico de anteversión femoral. *Rev Chil Radiol.* 7: 102-104. 2001.
- García Sánchez I., Artroplastia total de cadera e infección. *Gaceta médica de Bilbao*, 98(3): 66-77. 2001.
- Grassi F.A., D'Angelo F., Zatti, G., Cherubino P. Two-stage Revision of Infected Total Hip Arthroplasty. Comparison Between a Custommade and a Preformed Spacer. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume.* 87-B, Issue SUPP_III, 256. 2005.
- Hung J. P., Chen J. H., Chiang H. L., Wu J. S. S. Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model. *Computer Methods and Programs in Biomedicine.* 76, 103-113. 2004.
- Jochen Jung J., Schmid N. V., Kelm J., Schmitt E., Anagnostakos K. Complications after spacer implantation in the treatment of hip joint infections. *International Journal of Medical*

- Sciences. 6(5):265-273. 2009.
- Kayabasi O., Erzincanli . Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. *Advances in Engineering Software*. 37:477–483. 2006.
- Kurtz, S. M., Villarraga, M.L., Zhao, K., Edidin, A.A., Static and fatigue mechanical behavior of bone cement with elevated barium sulfate content for treatment of vertebral compression fractures, *Biomaterials*, 26:3699–3712. 2005.
- Lavernia C., Sadún A. y Sierra R. J. La artroplastia de cadera. *Médico interamericano*. 19(4) 181. 2000.
- Masterson E.L., Masri B.A., Duncan C.P. Treatment of Infection at the Site of Total Hip Replacement. *J.Bone and Joint Surg.*, 79-A: 1740-1749. 1997.
- Militz M, Bühren V. Replacement of infected knee and hip endoprostheses. *Chirurg. Springer-Verlag*. 81(4):310-20. 2010.
- Sabatini A. L., Goswami T. Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. *Materials and Design*. 29:1438–1446. 2008.
- Scharfenberger A, Clark M, Lavoie G, O'Connor G, Masson E, Beaupre LA. Treatment of an infected total hip replacement with the PROSTALAC system. Part 1: Infection resolution. *Canadian Journal of Surgery*.; 50(1): 29–33. 2007
- Thielen, T., Maas, S., Zuerbes, A., Waldmann, D., Anagnostakos, K. and Kelm, J., Mechanical behaviour of standardized, endoskeleton-including hip spacers implanted into composite femurs, *International Journal of Medical Sciences*, 6(5):280-286, 2009.