

Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera

María Ángeles Pérez, José Manuel García-Aznar y Manuel Doblaré

Grupo de Modelado de Materiales
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)
Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Zaragoza
María de Luna, 3, E-50018 Zaragoza, España
Tel.: 34 976 76 19 12; Fax: 34 976 76 25 78
e-mail: angeles@unizar.es, e-mail: jmgaraz@unizar.es, e-mail: mdoblare@unizar.es

Resumen

El aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis y el deterioro del cemento son dos de los factores fundamentales, que condicionan la vida a largo plazo de las prótesis de cadera cementadas. En este trabajo estos dos mecanismos de fallo se han simulado por medio del método de los elementos finitos. Por un lado, la simulación del aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis se ha realizado por medio de la teoría de las superficies cohesivas, que se ha implementado en un elemento interfaz, mientras que para el deterioro del cemento y sus propiedades viscoelásticas se ha planteado un modelo basado en la teoría de la mecánica del daño continuo.

El modelo desarrollado presenta una serie de parámetros, como las propiedades mecánicas de la interfaz, las leyes de acumulación de daño de la interfaz y del cemento, el efecto de cierre de las grietas del cemento y la ley de evolución del coeficiente de rozamiento entre superficies, que fueron estimados para predecir los deslizamientos experimentales de un vástago dentro de una capa de cemento en un modelo simplificado de una prótesis de cadera. Además se llevó a cabo un análisis de sensibilidad para determinar la influencia de cada uno de los parámetros sobre los deslizamientos y el deterioro del cemento.

Esta simulación conjunta de la problemática de las prótesis de cadera cementadas permite aplicarla a la comparación de prótesis comerciales (Exeter, Charnley, Elite Plus y ABG II). No sólo se ha analizado el deterioro del cemento y de la interfaz cemento-prótesis en las cuatro prótesis comerciales sino también la migración del vástago dentro de la capa de cemento comparando todos los resultados entre las diferentes prótesis y con lo observado clínicamente.

Palabras clave: *prótesis de cadera cementadas, daño, deterioro, aflojamiento, interfaz cemento-prótesis.*

Summary

Debonding of the stem-cement interface and damage accumulation in the cement mantle are basic events that contribute to the long-term failure of cemented hip reconstructions. In this work, a numerical study with these two processes coupled is presented. On the one hand, debonding of the stem-cement interface was simulated by means of a cohesive surface theory that was implemented into an interface finite element. This interface model includes a tensile-shear behavior law, the fatigue failure of the interface, and the friction evolution between both surfaces. On the other hand, damage accumulation in the cement was formulated through the theory of Continuum Damage Mechanics, considering cement damage due to tension, creep under compression, crack closure effects, non-linear damage accumulation and cement residual stresses appearing during polymerisation.

Model parameters, such as, the mechanical characteristics of the interface, damage accumulation rules both for the cement and the interface, crack closure effect and friction evolution law, were determined to simulate the subsidence patterns of the stem in the cement mantle from experimental tests. A parametric analysis was also performed observing how each parameter of the model influences the micromotions and damage accumulation in the cement mantle.

Finally, the model was applied to simulate and compare the degradation process of the cement and stem-cement interface in four different concepts of design: Exeter, Charnley, Elite Plus and ABG II stems. Migration of the stem within the cement mantle was also measured, comparing the results with clinical ones and among the different implants.

Keywords: *cemented hip implants, damage, degradation, loosening, stem-cement interface.*

INTRODUCCIÓN

En la actualidad las prótesis de cadera cementadas destacan por su elevada tasa de éxito¹, aunque siempre existe un pequeño porcentaje de implantes que han de ser revisados² y sustituidos³. Los principales problemas, que llevan a esta situación son: por un lado el aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis y por otro, la degradación de la capa de cemento. Como consecuencia de ambos deterioros, se favorece el hundimiento y migración del vástago dentro de la capa de cemento con el correspondiente desprendimiento de partículas tanto del cemento como metálicas del vástago generando osteolisis⁴ y una aceleración de la reabsorción ósea⁵, lo que da lugar al fallo final de la fijación. Aunque la mayoría de los estudios clínicos concluyen, que la interfaz cemento-prótesis es la más problemática^{3,6,7,8}, existe alguna discrepancia a la hora de indicar, si también la interfaz cemento-hueso juega un papel importante en el fallo^{9,10}. Esta es la razón, por la que la mayoría de los trabajos computacionales suponen la interfaz cemento-hueso como completamente unida considerando la interfaz cemento-prótesis como suelta con fricción^{11,12,13}.

Los estudios computacionales realizados hasta el momento han analizado la problemática de las prótesis de cadera cementadas considerando como única causa del fallo el deterioro del cemento y simulando la interfaz cemento-prótesis como completamente unida o suelta con fricción¹⁴⁻¹⁷. Sin embargo, diversos estudios clínicos han demostrado, que hay regiones de la interfaz que permanecen unidas, mientras otras se sueltan sobre todo distal y proximalmente³. De ahí que haya algunos estudios que han analizado la influencia de distintas configuraciones de la interfaz cemento-prótesis. Por ejemplo, Harrigan y Harris¹⁸ desarrollaron un modelo 3D de una prótesis de cadera cementada con dicha interfaz parcialmente y completamente suelta, observando que las tensiones se elevaban cuanto mayor era el aflojamiento de la interfaz. Verdonschot y Huiskes¹⁹ evaluaron la relación entre las cargas dinámicas, la fluencia del cemento, la fricción de la interfaz y los patrones de hundimiento del vástago, obteniendo discontinuidades en el hundimiento similares a las observadas experimentalmente. Mientras que en otro estudio Verdonschot y Huiskes²⁰ simularon el proceso de aflojamiento de la interfaz desactivando unos elementos situados entre el vástago y el cemento según el valor del índice de fallo de Hoffman, el cual depende directamente de la resistencia y tensión de la interfaz. Mann *et al.*²¹ afirmaron, que aunque no hay adhesión química, existe una adherencia geométrica entre el cemento y el vástago lo que permite concluir, que la interfaz cemento-prótesis no puede ser simulada únicamente con elementos de contacto y fricción entre las superficies.

En lo que se refiere al fallo de la capa de cemento, se han desarrollado múltiples modelos de daño para simular su deterioro^{13,16}. Verdonschot y Huiskes¹⁶ desarrollaron un modelo de daño anisótropo con una ley de acumulación de daño lineal, mientras que Stolk *et al.*¹³ incorporaron además las propiedades viscoelásticas del cemento, así como el proceso no lineal de acumulación de daño observado experimentalmente^{22,23}. Un aspecto muy importante son las tensiones residuales, que se generan durante el proceso de polimerización del cemento. Estas afectan a la distribución inicial de daño en el cemento y condicionan el posterior deterioro del mismo^{21,24}.

En este artículo se van a tener en cuenta ambos problemas por medio de un modelo, que simula el aflojamiento progresivo de la interfaz cemento-prótesis acoplado con un modelo de daño y fluencia para la degradación del cemento^{25,26}. Inicialmente el modelo se ha aplicado a la simulación computacional de unos ensayos experimentales¹⁹ para predecir el deslizamiento del vástago dentro de la capa de cemento. Esta simulación permite realizar un análisis de sensibilidad determinando la influencia de cada uno de los parámetros del modelo tanto en el deterioro del cemento como en los deslizamientos. Finalmente, el modelo se ha aplicado a la simulación de cuatro prótesis de cadera comerciales estudiando la degradación de la interfaz y el cemento, así como los micromovimientos, y comparando también los

resultados entre los diferentes diseños y con estudios clínicos.

MODELO COMPUTACIONAL

Metodología general

El modelo desarrollado^{25,26} se ha implementado en el programa comercial de elementos finitos Abaqus v.6.4.²⁷ mediante distintas subrutinas de usuario: el modelo para la interfaz en un elemento de usuario *UEL*, el modelo de daño y fluencia para el cemento en un material de usuario *UMAT* y el modelo de rozamiento entre las superficies en otra subrutina de usuario *FRIC*. Se ha utilizado una aproximación incremental para la carga, que se evalúa en cada punto de integración tanto del cemento como de la interfaz, según se indica en el esquema mostrado en la Figura 1.

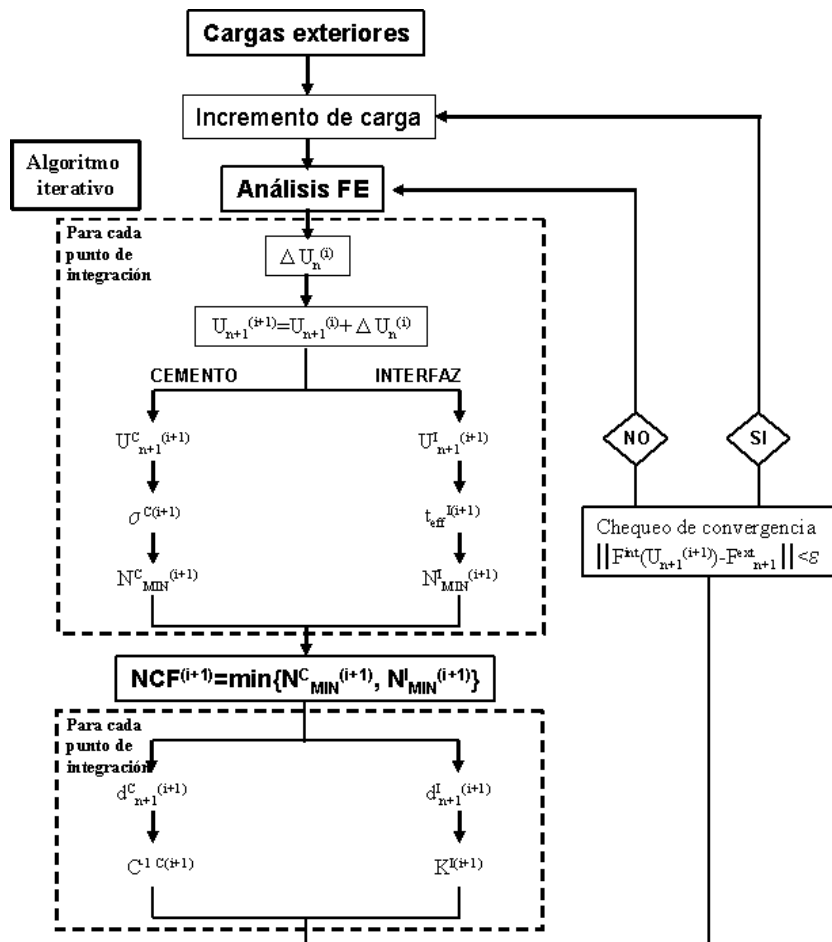


Figura 1. Esquema iterativo de la simulación por elementos finitos^{25,26}

En cada incremento de carga se obtiene el incremento de los desplazamientos para cada punto de integración de la interfaz y del cemento (Figura 1), así como el estado de tensiones de la interfaz y del cemento. Con los valores de las tensiones en cada punto de integración y con las curvas S-N experimentales se obtiene el número de ciclos hasta el fallo para ese determinado estado de tensión tanto de la interfaz como del cemento. Entre todos los puntos de integración se determina el mínimo número de ciclos de la interfaz

y del cemento, obteniendo el número de ciclos hasta el fallo (NCF) (Figura 1), que va a definir el tiempo de paso en el incremento correspondiente. Fijado el número de ciclos, se actualiza el estado de tensiones y de daño en cada punto de integración, así como los tensores de comportamiento. Este proceso se repite iterativamente hasta que se consigue la convergencia para cada incremento de carga, para a continuación analizar el siguiente incremento (Figura 1).

Modelo de daño para la interfaz cemento-prótesis

El proceso de deterioro de la interfaz es similar a lo que ocurre en un problema de delaminación, en el cual se combina la teoría de la mecánica del daño continuo y de la mecánica de la fractura no lineal^{28,29}. En este caso la interfaz se simula por medio de una serie de elementos, que conectan sus dos caras con un espesor suficientemente pequeño para poder considerarse despreciable frente al resto de dimensiones del problema. Las tensiones y deformaciones se definen mediante sus componentes intrínsecas, normal y tangencial, y los desplazamientos relativos (elongaciones). En cada elemento se define un sistema local de referencia considerando los ejes 1 y 2 como direcciones tangenciales y el eje-3 como la dirección normal a la interfaz según se muestra en la Figura 2a. En un punto cualquiera de la interfaz los desplazamientos relativos se denotan por $\delta = (\delta_1, \delta_2, \delta_3)$ y las tensiones de la interfaz por $t = (t_1, t_2, t_3)$.

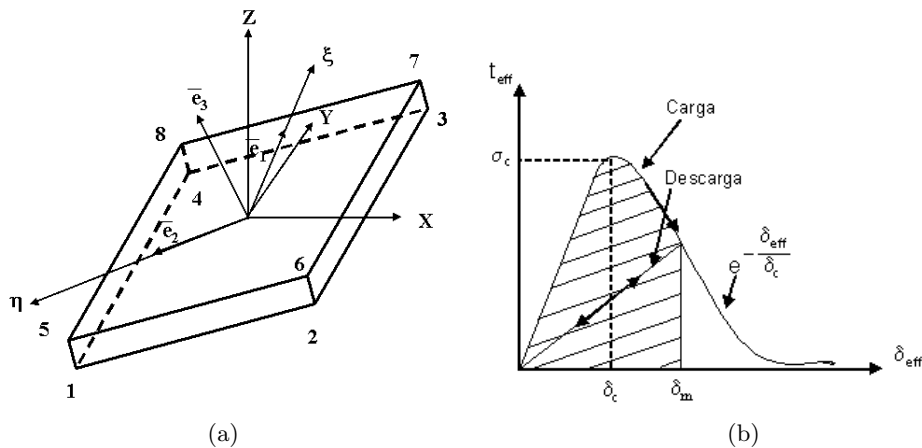


Figura 2. a) Definición del elemento interfaz; b) Tensión efectiva frente a elongación efectiva. Curva caracterizada por la resistencia a tracción de la interfaz (σ_c) y por el desplazamiento de apertura (δ_c)

Camacho y Ortiz³⁰ introdujeron un escalar β para tener en cuenta el efecto de los modos de fallo a tracción o a cizalladura, definiendo la tensión y elongación efectivas como

$$\begin{aligned} t_{eff}^2 &= t_3^2 + \frac{1}{\beta^2}(t_1^2 + t_2^2) \\ \delta_{eff}^2 &= \delta_3^2 + \beta^2(\delta_1^2 + \delta_2^2) \end{aligned} \quad \text{con} \quad \beta = \frac{\tau_c}{\sigma_c} \quad (1)$$

siendo σ_c y τ_c la resistencia a la tracción y a cizalladura de la interfaz, respectivamente. Ambos valores se suelen obtener en ensayos tipo “push-in” y “pull-out”²⁵.

Para poder simular el comportamiento presentado en la Figura 2b se ha definido la función de densidad de energía libre, ψ , siguiendo las ideas de Rose-Ferrante-Smith³¹ como

$$\psi = A \cdot \delta_e \cdot (1 - e^{-\frac{\delta_e}{\delta_c}}) - A \cdot \delta_c \cdot \delta_e \cdot e^{-\frac{\delta_e}{\delta_c}} \quad (2)$$

Esta función se ha utilizado comúnmente en la teoría de superficies cohesivas y depende de la elongación efectiva (desplazamiento de apertura) en la interfaz, siendo A una constante que depende directamente de las propiedades de la interfaz (material y condiciones de unión) y δ_c el desplazamiento de apertura característico, que también depende de las propiedades de la misma (Figura 2b). La caracterización de la pérdida de rigidez y resistencia que tiene lugar, es decir, el daño, se define siguiendo la idea propuesta por Griffith³² como la relación entre la energía disipada y la energía libre de Gibbs

$$d = \frac{\psi_{\max}}{G_c} \quad (3)$$

con ψ_{\max} el valor máximo de la energía disipada alcanzada a lo largo de la historia de carga (Figura 2b) y G_c la energía libre de Gibbs o la energía de fallo de la interfaz que es un valor que se puede obtener experimentalmente. El valor de ψ_{\max} se obtiene sustituyendo en (2) el valor de δ_e por δ_m , $\psi_{\max} = \psi(\delta_e = \delta_m)$. Esta expresión representa un proceso claramente irreversible y físicamente da una idea de la cantidad de grietas, que se producen en la superficie cohesiva.

La diferenciación de ψ permite obtener la relación entre la tensión efectiva y la elongación como

$$t_{eff} = \frac{\partial\phi}{\partial\delta_{eff}} = A \cdot \delta_{eff} \cdot e^{-\frac{\delta_{eff}}{\delta_c}} \quad (4)$$

que define la ecuación de comportamiento de la interfaz a lo largo del proceso de carga (deterioro) de la interfaz. En este caso, $\psi(\delta_e) \geq \psi_{\max}(\delta_m)$ ($\dot{d} \geq 0$), las tensiones tangenciales y normales se evalúan como

$$t_i = \frac{\partial\phi}{\partial\delta_i} = \frac{\partial\phi}{\partial\delta_{eff}} \cdot \frac{\partial\delta_{eff}}{\partial\delta_i} = t_{eff} \cdot \frac{C_{ij} \cdot \delta_j}{\delta_{eff}} \quad (5)$$

donde C_{ij} es una matriz 3×3 definida como

$$C_{ij} = \begin{bmatrix} \beta^2 & 0 & 0 \\ 0 & \beta^2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

En descarga $\phi \leq \phi_{\max}$ ($\dot{d} = 0$) se considera una ley lineal como la mostrada en la Figura 2b

$$t_i = \frac{t_i}{\delta_j} \Big|_{\delta_{eff}^{\max}} \cdot \delta_j \quad (7)$$

El modelo de daño de la interfaz sólo tiene en cuenta los efectos producidos por modos de trabajo de tracción o tangenciales (cizalladura), pero no de compresión. Esto se resuelve incorporando un modelo de contacto con fricción. Cuando la interfaz presenta un cierto deterioro y además trabaja a compresión, se incorpora un modelo de fricción de Coulomb, que simula el rozamiento entre las dos superficies que componen la interfaz. En este modelo se va a suponer, que el coeficiente de fricción se reduce como consecuencia del desgaste de las dos superficies por rozamiento mediante una ley fenomenológica

$$\mu = (\alpha_{roz} + (1 - \alpha_{roz})e^{\frac{N - N_0}{N_0} \gamma_{roz}}) \mu_0 \quad (8)$$

donde μ_0 es el coeficiente inicial de fricción, N el número de ciclos, N_0 el número de ciclos, que hacen que el punto de integración de la interfaz se suelte completamente y α_{roz} y γ_{roz}

los parámetros, que controlan la evolución del coeficiente de fricción y que dependen del acabado superficial del vástago.

Finalmente, el modelo también incluye el deterioro de la interfaz por la acumulación progresiva de daño. Como es imposible seguir el proceso de carga y descarga ciclo a ciclo, se ha aproximado la evolución del daño a través de la regla de Miner³³

$$\dot{d}(\mathbf{t}) = \frac{\partial d}{\partial n}(\mathbf{t}) = \frac{1}{N_{F_{Interfaz}}(\mathbf{t})} \quad (9)$$

donde $N_{F_{Interfaz}}$ es el número de ciclos, que aguantaría la interfaz sometida a un valor de tensión dado. Este valor se obtiene a partir de ensayos a fatiga de la interfaz³⁴. Generalmente se utilizan las curvas S-N, cuya expresión general es

$$\tau = CN_{F_{Interfaz}}^B \quad (10)$$

con τ la tensión de cizalladura de la interfaz ($\tau = \sqrt{t_1^2 + t_2^2}$) y C y B parámetros experimentales de la ley S-N.

Modelo de daño y fluencia para el cemento

La simulación del deterioro de la capa de cemento se realiza por medio de un modelo de daño isótropo continuo propuesto por Pérez *et al.*^{25,26} con las siguientes premisas: el cemento se daña a tracción; se incorporan las propiedades viscoelásticas del cemento cuando éste trabaja a compresión; permitiéndose el cierre de las grietas a compresión; y el proceso de acumulación de daño es no lineal.

El daño se define ahora con otro escalar d_c , que cuantifica la densidad efectiva de grietas en el cemento. El cierre de las grietas se incluye por medio de un parámetro h ($0 \leq h \leq 1$), que depende tanto del material como de las cargas. $h = 1$ significa que las microgrietas permanecen completamente abiertas, mientras que $h = 0$ indica que las microgrietas se cierran completamente. Se define el tensor de tensiones efectivo $\bar{\sigma}$ basado en el principio de deformación equivalente³³, para el caso isótropo y teniendo en cuenta el efecto del cierre de las grietas a compresión como

$$\begin{cases} \bar{\sigma} = \frac{\sigma}{(1-d_c)} & \text{tracción} \\ \bar{\sigma} = \frac{\sigma}{(1-hd_c)} & \text{compresión} \end{cases} \quad (11)$$

Esto hace que el módulo de elasticidad del material dañado se defina como $\bar{E} = E(1 - d_ch)$, siendo E el módulo de elasticidad del material intacto. Como hipótesis del modelo de daño en el cemento se supone, que las grietas se cierran completamente a compresión, por lo tanto $h = 0$.

Para obtener el tensor de comportamiento se deriva la transformada dual de la función densidad de energía en función de las tensiones $\psi_e^*(\sigma)$ distinguiendo entre la parte de tracción y la de compresión

$$\psi_e^* = \frac{1}{2\rho E} \left[\frac{1+\nu}{1-hd_c} \mathbf{S}_{ij} \mathbf{S}_{ij} + \frac{1-2\nu}{3(1-d_c)} \langle \sigma_{kk} \rangle^2 \right] + \frac{1}{2\rho E} \frac{1-2\nu}{3} \langle -\sigma_{kk} \rangle^2 \quad (12)$$

donde \mathbf{S}_{ij} es el tensor desviador de tensiones, ρ la densidad, ν el coeficiente de Poisson del cemento y $\langle x \rangle = x$ para $x \geq 0$ ó $\langle x \rangle = 0$ para $x \leq 0$.

La correspondiente definición de la deformación en función de la descomposición de los tensores de tensión y con $h = 0$ queda

$$\varepsilon_{ij} = \rho \frac{\partial \psi^*}{\partial \sigma_{ij}} = \frac{1 + \nu}{E(1 - d_c)} \mathbf{S}_{ij} + \frac{1 - 2\nu}{3E(1 - d_c)} \langle \sigma_{kk} \rangle \delta_{ij} - \frac{1 - 2\nu}{3E} \langle -\sigma_{kk} \rangle \delta_{ij} \quad (13)$$

Al igual que en la interfaz, es necesario evaluar la acumulación progresiva de daño en la capa de cemento. Experimentalmente se ha demostrado que el proceso de acumulación de daño en el cemento es claramente no lineal²². Teniendo en cuenta este hecho, la evolución del daño se modifica con

$$\dot{d}_c(\boldsymbol{\sigma}) = \frac{\partial d}{\partial n}(\boldsymbol{\sigma}) = \frac{\alpha}{N_{F_{Cemento}}^\alpha(\boldsymbol{\sigma})} n^{\alpha-1} \quad (14)$$

donde $N_{F_{Cemento}}$ es el número de ciclos hasta el fallo del cemento sometido a una determinada tensión y α un coeficiente obtenido de ensayos experimentales ($\alpha = 3, 5$)^{22,25}. La vida del cemento, es decir, el número de ciclos hasta el fallo $N_{F_{Cemento}}$, se obtiene experimentalmente a partir de ensayos del tipo S-N ($S = IN_{F_{Cemento}}^J$). En este caso se ha considerado un cemento mezclado manualmente, cuyas propiedades mecánicas fueron determinadas por Davies *et al.*³⁵ con $I = 74, 805$ y $J = -4, 68$.

Finalmente, el comportamiento viscoelástico del cemento se ha incorporado por medio de las deformaciones de fluencia obtenidas en ensayos experimentales²³. Chwirut²³ determinó la relación entre la deformación de fluencia ε_c , la amplitud de las tensiones σ_{vm} y el número de ciclos de carga n

$$\varepsilon_c = F \times 10^{-6} n^G \sigma_{vm}^H \quad (15)$$

con $F = 1, 798 \cdot 10^{-6}$, $G = 0, 283$ y $H = 1, 858$ parámetros determinados experimentalmente²³.

ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD

Modelo de elementos finitos

Con el objetivo de determinar la influencia del aflojamiento de la interfaz y del deterioro del cemento en el hundimiento del vástago dentro de la capa de cemento y de los distintos parámetros del modelo en los aspectos anteriores, se ha simulado el trabajo numérico-experimental realizado por Verdonschot y Huiskes^{19,36}. La simulación se desarrolló en un modelo axisimétrico de elementos finitos consistente en un vástago rodeado por una capa de cemento. En esta aplicación, el modelo tridimensional anteriormente explicado se ha extrapolado a un modelo bidimensional²⁵.

Entre el vástago y el cemento se han incorporado unos elementos interfaz, en los que se ha implementado el modelo de daño para la interfaz descrito con anterioridad (Figura 3). El vástago es de acero con módulo de Young de 200 GPa y coeficiente de Poisson de 0,3. Para el cemento Simplex P, el módulo de Young inicial es de 2,200 MPa y el coeficiente de Poisson de 0,3 incorporándose el modelo de daño para simular su deterioro. Una vez que la interfaz se ha deteriorado, se incorpora la fricción entre ambas superficies partiendo de un coeficiente inicial de rozamiento de 0,25 y 0,5 para los vástagos liso y rugoso, respectivamente. El modelo vástago-cemento es sometido a una carga de compresión mediante una fuerza axial dinámica y sinusoidal, que varía de 0 a 7 kN con frecuencia de 1 Hz durante 1,7 millones de ciclos.

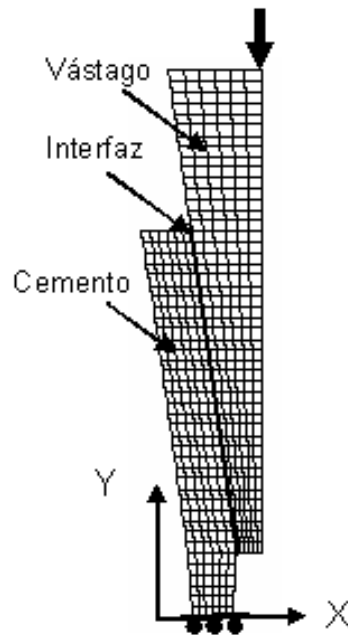


Figura 3. Modelo axisimétrico de elementos finitos. La capa de cemento se encuentra apoyada distalmente fijando el desplazamiento en la dirección vertical

El modelo anteriormente descrito cuenta con un gran número de parámetros, que se han estimado a partir de ensayos experimentales. En la Tabla I se resumen los valores definitivos utilizados entre un importante rango de variabilidad, siendo estos valores los que permiten predecir con mayor exactitud los resultados experimentales del ensayo simulado^{25,36}.

| | μ_0 | σ_c (MPa) | τ_c (MPa) | G_c (N/mm) | C | B | α_{roz} | γ_{roz} |
|--------|---------|------------------|----------------|--------------|-----|--------|----------------|----------------|
| Pulido | 0,25 | 2,5 | 3,8 | 0,62 | 6,4 | -0,119 | 0,65 | 0,12 |
| Rugoso | 0,5 | 3,2 | 5,2 | 1,32 | 7,0 | -0,135 | 0,45 | 0,21 |

Tabla I. Valores de los parámetros del modelo de interfaz para el acabado pulido y rugoso del vástago de las prótesis

Resultados

En la Figura 4a se han representado los deslizamientos obtenidos experimentalmente para el vástago liso por Verdonshot y Huiskes¹⁹ y los obtenidos computacionalmente considerando por un lado únicamente el modelo de daño en el cemento, con la interfaz completamente suelta con fricción de 0,25 y por otro lado incorporando el deterioro de la interfaz. Se observa, cómo la incorporación de la interfaz consigue predecir con más exactitud los deslizamientos experimentales sobre todo durante los primeros ciclos de carga.

Algo similar ocurre para el vástago rugoso (Figura 4b). En este caso la incorporación de la interfaz consigue predecir con bastante exactitud los deslizamientos al final del ensayo. La predicción de los deslizamientos en los primeros ciclos de carga mejora con respecto al caso sin interfaz, aunque los deslizamientos siguen siendo superiores a los obtenidos experimentalmente (Figura 4b).

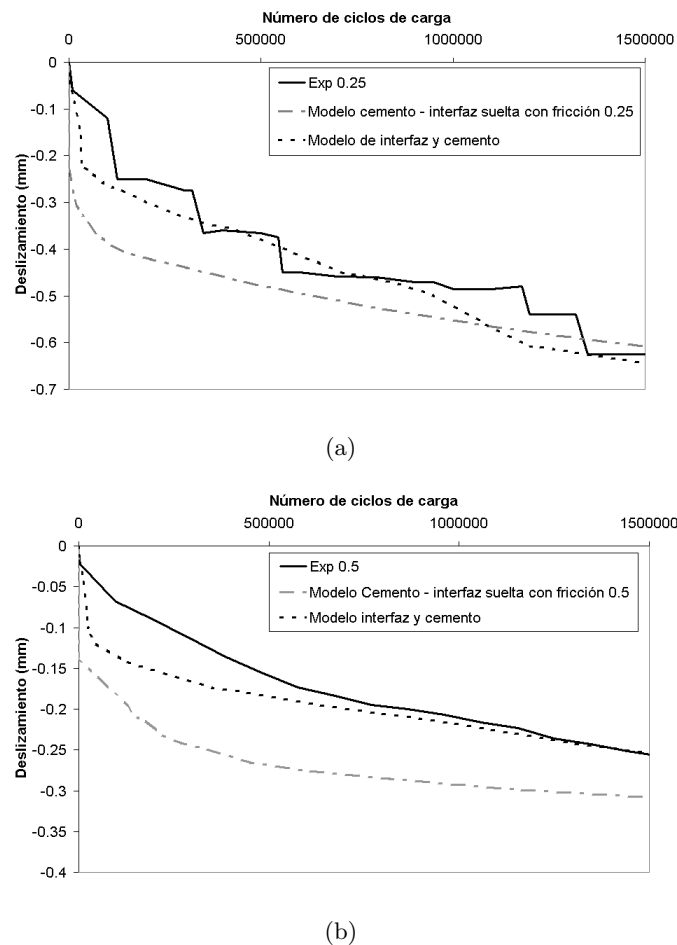


Figura 4. Comparación del deslizamiento del vástago dentro de la capa de cemento entre los resultados experimentales y los diferentes modelos de elementos finitos para el vástago a) liso y b) rugoso

La incorporación en la simulación del deterioro de la interfaz no sólo afecta a los deslizamientos del vástago dentro de la capa de cemento, también modifica la forma, en que el cemento se deteriora, como se muestra en la Figura 5. Por un lado en la Figura 5a se observa la degradación del vástago pulido considerando la interfaz como completamente suelta con fricción y con el modelo de deterioro de la interfaz (Figura 5b), en ambos casos incorporando en el cemento el modelo de daño. Se puede observar, que en las dos simulaciones el mayor deterioro se produce distalmente, para posteriormente extenderse hacia la parte proximal del cemento y también hacia el interior de la capa de cemento. Las Figuras 5c y 5d representan el deterioro del cemento producido, cuando el vástago presenta un acabado rugoso en las mismas condiciones que para el vástago liso (sin interfaz y fricción y con interfaz). El máximo número de grietas se localiza distalmente, propagándose después hacia la zona proximal y el interior de la capa de cemento. Se observa, cómo la incorporación de la interfaz modifica considerablemente la forma, en que el cemento se deteriora. En el caso rugoso el daño se concentra principalmente en la zona distal (Figura 5d), mientras que para el vástago liso éste se inicia distalmente y luego se distribuye por el resto de la capa de cemento (Figura 5b). Estos resultados son similares a lo observado experimentalmente.

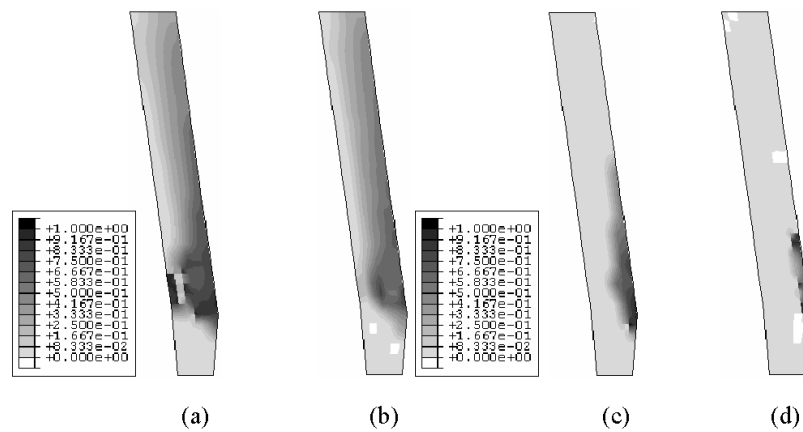
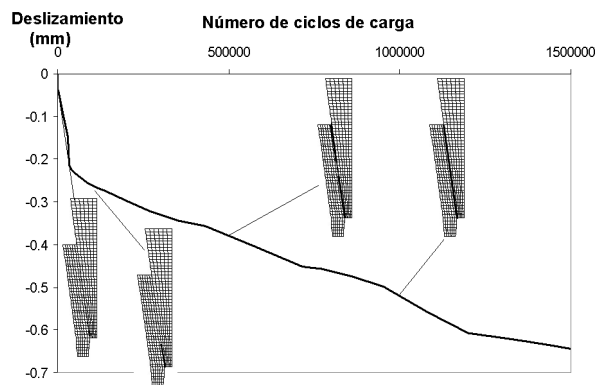
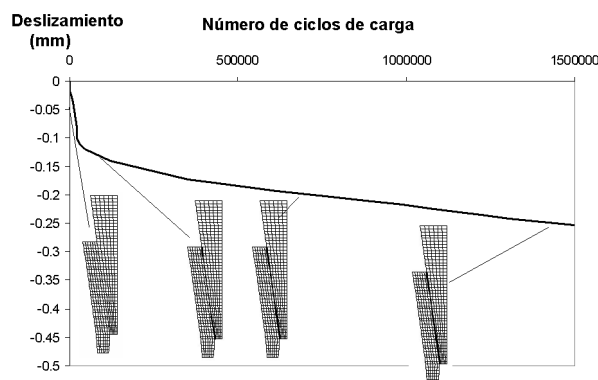


Figura 5. Deterioro de la capa de cemento para el vástago liso: a) con el modelo de daño para el cemento y la interfaz suelta con fricción de 0,25; b) con el modelo de interfaz y daño; Deterioro de la capa de cemento para el vástago liso: c) con el modelo de daño para el cemento y la interfaz suelta con fricción de 0,5, d) con el modelo de interfaz y daño. Escala de daño (1-completamente suelto, 0-unido)



(a)

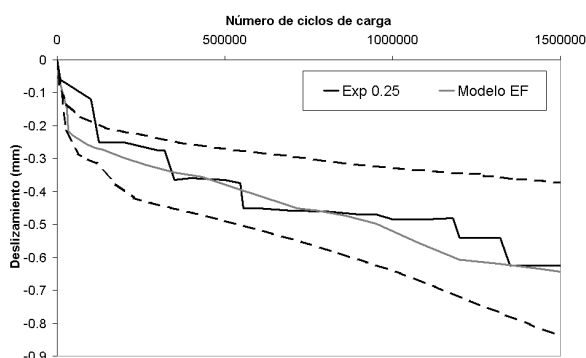


(b)

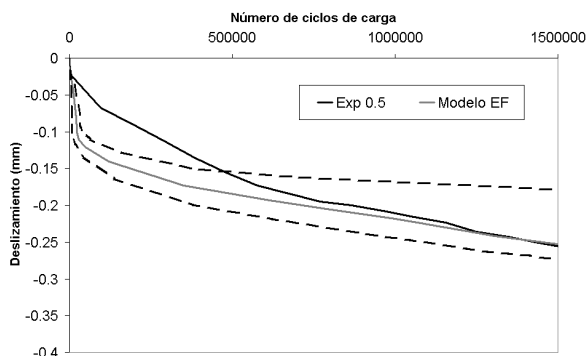
Figura 6. Degradación progresiva de la interfaz cemento-vástago con acabado del vástago a) liso y b) rugoso.

En la Figura 6a se ha representado la evolución de la degradación de la interfaz cemento-prótesis a lo largo de los ciclos de carga para el vástago liso. Básicamente, tras los primeros 500 000 ciclos de carga la interfaz está completamente suelta. Para el vástago rugoso la interfaz no está completamente deteriorada al finalizar la simulación (Figura 6b). Se observa, cómo la interfaz se empieza a aflojar distalmente y a continuación por la zona proximal, pero sin llegar a quedar completamente suelta.

Todos los resultados anteriores se han obtenido con los valores de los parámetros mostrados en la Tabla I, pero Pérez *et al.*²⁵ establecieron un rango de variación de los mismos en función de su valor obtenido experimentalmente. En la Figura 7 se ha representado la variabilidad de los deslizamientos en función de la variabilidad de los parámetros para ambos tipos de vástago, siendo la dispersión de los resultados mayor conforme aumentan los ciclos de carga. Se observa, que la variabilidad es mayor cuando el vástago es liso (Figura 7a) que cuando es rugoso (Figura 7b).



(a)



(b)

Figura 7. Rango de dispersión de los parámetros del modelo propuesto para el vástago: a) liso y b) rugoso

Discusión y conclusiones

La mayoría de modelos computacionales desarrollados hasta el momento consideran la interfaz cemento-prótesis como unida o suelta con fricción^{14,17}, pero existen evidencias experimentales, de que, aunque no existe adherencia química, sí se produce una adherencia geométrica entre ambas superficies, lo que no se puede simular con elementos de contacto e introduciendo un coeficiente de fricción entre las superficies. De ahí la importancia del

modelo propuesto para simular el aflojamiento progresivo de la interfaz, que tiene en cuenta las propiedades mecánicas según el tipo de acabado del vástago^{25,26}.

Este ejemplo de aplicación ha permitido ajustar y validar el modelo propuesto por medio de la simulación de varios ensayos experimentales^{19,36}. Además se ha demostrado, que el aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis afecta no sólo a los micromovimientos, sino también a la degradación del cemento. Se ha observado, que la distribución de daño o grietas en la capa de cemento es diferente según se utilice un vástago rugoso o pulido (Figura 5). Para el vástago rugoso el daño es mayor y está más concentrado distalmente, mientras que en el vástago pulido es más bajo y está más distribuido. Este hecho coincide con lo observado clínica y experimentalmente respecto de que los vástagos rugosos generan un mayor número de grietas y, por lo tanto, un mayor deterioro de la capa de cemento que los vástagos lisos³⁶.

El aflojamiento del vástago respecto de la capa de cemento también se ha observado, que es diferente según sea la superficie del vástago (lisa o rugosa). El vástago liso presenta una interfaz cemento-prótesis prácticamente suelta, mientras que en el vástago rugoso la zona distal y proximal están sueltas, aunque hay alguna zona donde todavía el cemento permanece fijado al vástago (Figura 6). Este hecho también se observa clínicamente, lo que permite concluir que la simulación de la interfaz cemento-prótesis es más importante en los vástagos con un acabado superficial rugoso, en tanto que para vástagos muy pulidos se podría considerar la hipótesis, de que la interfaz está completamente suelta²⁵.

Otro resultado importante que ha proporcionado este ejemplo es observar qué deterioro del cemento y de la interfaz están relacionados entre sí. Si hay un mayor aflojamiento de la interfaz, se transmiten menos cargas al cemento por lo que éste se deteriora menos (Figura 5 y 6).

El modelo propuesto presenta una serie de simplificaciones, que son importantes para tener en cuenta las limitaciones que suponen. Se ha considerado, que las propiedades viscoelásticas del cemento actúan sólo a compresión y el daño únicamente a tracción. Esta hipótesis es bastante razonable, ya que el cemento por ser un material frágil presenta unas propiedades a fatiga más bajas a tracción que a compresión predominando por consiguiente el daño a tracción frente a la fluencia. Algunos autores han considerado el daño en el cemento como anisótropo¹⁶, cuando en este trabajo se supone que el daño es isótropo, ya que se ha observado, que la consideración de un tipo u otro afecta muy poco a la distribución de tensiones en el cemento. Otra hipótesis del modelo es la que se refiere a la evolución del coeficiente de fricción, una vez que la interfaz se ha deteriorado. Éste es un efecto que experimentalmente ocurre, pero que hasta el momento no se ha cuantificado, por lo que se ha planteado una relación completamente empírica para simularlo.

Además de las simplificaciones anteriores es necesario destacar la variabilidad, que presentan los distintos parámetros del modelo²⁵ y que da lugar a una dispersión importante de los deslizamientos del vástago dentro de la capa de cemento (Figura 7). Por lo tanto es muy importante la realización de ensayos precisos, que determinen los valores de los mismos según el tipo de vástago con el que se esté trabajando. Asimismo todas las propiedades mecánicas de la interfaz dependen fuertemente del acabado del vástago estando también relacionadas con el resto de parámetros de la interfaz.

APLICACIÓN A PRÓTESIS DE CADERA CEMENTADAS

Modelo de elementos finitos

Finalmente, en este ejemplo el modelo desarrollado y validado se ha aplicado a la simulación de la problemática de cuatro prótesis comerciales de cadera cementadas: Exeter³⁷, Charnley³⁸, Elite Plus³⁹ y ABG II⁴⁰. La geometría del fémur se ha obtenido a partir de tomografías y con el software de elementos finitos I-DEAS⁴¹ se han elaborado las mallas

de las prótesis partiendo de su geometría. Los modelos de elementos finitos constan fundamentalmente de elementos hexaédricos, necesitándose para la Exeter 11 644 elementos y 13 508 nodos; la Charnley 16 148 y 16 148; la Elite Plus 9 187 y 9 593; y finalmente la ABG II que contiene 30 800 elementos y 30 480 nodos (Figura 8a, b, c y d).

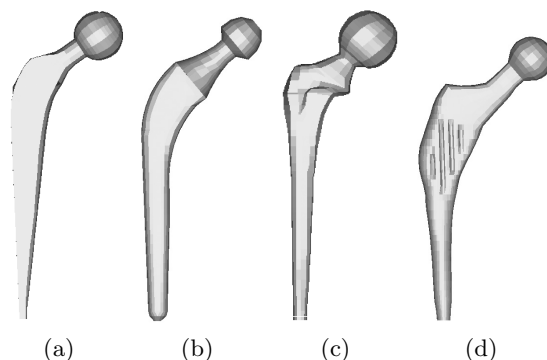


Figura 8. Modelos de elementos finitos: a) Exeter, b) Charnley, c) Elite Plus, d) ABG II

El aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis se ha simulado utilizando el modelo anteriormente descrito iniciando las simulaciones con la interfaz completamente unida. Las características mecánicas de la interfaz son diferentes para cada prótesis, ya que dependen del acabado superficial del vástago. En este caso la prótesis Exeter tiene un vástago con una superficie muy pulida, mientras que los otros vástagos (Charnley, Elite Plus y ABG II) presentan una acabado más rugoso. Los valores de los parámetros que definen el comportamiento mecánico de la interfaz para cada acabado son los mismos que los utilizados en el ejemplo anterior (Tabla I). Por otro lado la capa de cemento en todas las prótesis tiene un espesor entre 2,5 mm y 3,5 mm. Se utiliza un módulo de Young inicial de 2,2 GPa y un coeficiente de Poisson de 0,3 incluyendo para simular su comportamiento el modelo anteriormente descrito con los mismos valores de los parámetros.

El material del vástago (acero) para las cuatro prótesis se ha considerado lineal e isótropo con un módulo de Young y un coeficiente de Poisson de 200 GPa y 0,28, respectivamente. El hueso se ha simulado como un material anisótropo y heterogéneo con sus propiedades mecánicas obtenidas de la aplicación de un modelo de remodelación ósea, cuyos fundamentos se encuentran en Doblaré y García^{42,43}.

En este trabajo, se han considerado dos casos de carga: caminar y subir escaleras, incluyendo las fuerzas de los músculos, que actúan sobre el fémur además de la carga actuante sobre la articulación⁴⁴.

Todos los cálculos se han llevado a cabo con el programa de elementos finitos ABAQUS v.6.4.²⁷. Primero se analiza el fémur sano y se simulan 100 incrementos de análisis para obtener una distribución de densidades cercana a la real del fémur, aplicando las cargas de caminar⁴⁴ y con el modelo de remodelación ósea^{42,43}. Después se elimina la cabeza del fémur y se incorpora la prótesis. En los siguientes análisis se ha considerado, que las propiedades del hueso se mantienen constantes. A continuación se realiza un análisis térmico para simular las tensiones residuales en el cemento. En concreto, se ha considerado, que por el proceso de curado²⁴ el cemento experimenta una reducción de la temperatura de 16 °C con un coeficiente de dilatación térmica⁴⁵ de $87,6 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$. Finalmente se combinan las cargas de caminar y de subir escaleras durante 25 millones de ciclos (aproximadamente son de 8 a 10 años de actividad de un paciente) analizando el deterioro del cemento, de la interfaz cemento-prótesis y la migración del vástago.

Resultados

La principal diferencia entre este trabajo y los realizados hasta el momento es la incorporación de un modelo que simule el aflojamiento continuo de la interfaz cemento-prótesis. Este deterioro transcurridos 25 millones de ciclos de carga para las cuatro prótesis de cadera cementadas, se ha representado en la Figura 9. En todos los implantes la interfaz se encuentra más deteriorada en la zona distal y en algunos casos también en la zona medial-proximal (Exeter, Elite Plus y ABG II, Figura 9a, b y d, respectivamente). La zona distal es la más problemática, ya que es la más afectada por el hundimiento del vástago. La prótesis que presenta un mayor aflojamiento es la ABG II (Figura 9d) sobre todo en la zona proximal y medial. Cualitativamente, la interfaz que menos se afloja es la de la prótesis Elite Plus y también la de la Exeter. Mientras que la interfaz de la prótesis Charnley se deteriora más que la Exeter con la parte distal completamente suelta y la zona proximal bastante aflojada (Figura 9b). Se ha evaluado el porcentaje de interfaz con un determinado nivel de daño para cuantificar el aflojamiento (Figura 10). El mayor porcentaje de interfaz completamente suelta se observa en la prótesis ABG II, en tanto que la Exeter es la que se encuentra menos deteriorada.

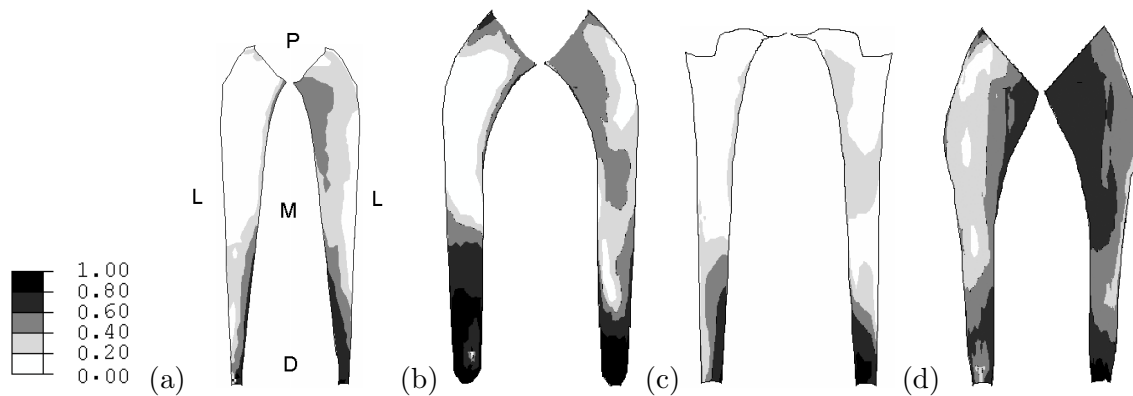


Figura 9. Deterioro de la interfaz tras 25 millones de ciclos de carga: a) Exeter, b) Charnley, c) Elite Plus, d) ABG II. Escala de daño (1-completamente suelta, 0-unido). P - proximal, D - distal, L - lateral, M - medial

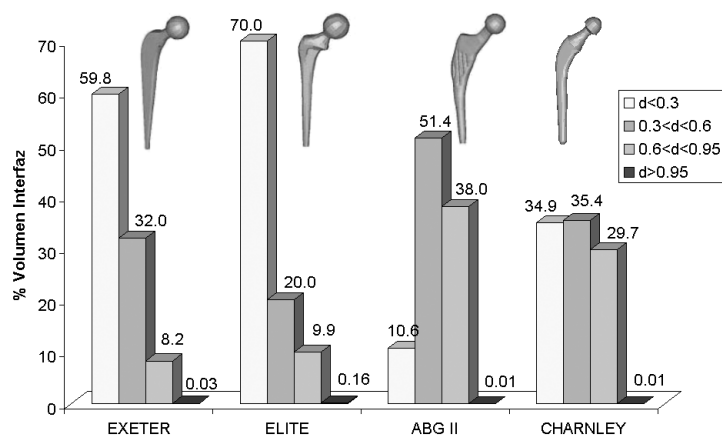


Figura 10. Porcentaje de volumen de la interfaz con un cierto daño tras 25 millones de ciclos de carga en las prótesis analizadas

El deterioro de la capa de cemento para las prótesis de cadera cementadas tras 25 millones de ciclos de carga se ha representado en la Figura 11. La mayor concentración de daño se produce distalmente debajo de la punta del vástago coincidiendo con la zona de mayor aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis (Figura 9). Las grietas en esta zona se producen fundamentalmente por el hundimiento del vástago. También se localizan grietas en la zona lateral de la capa de cemento, debido a la flexión del vástago, lo que favorece un estado de tensiones de tracción aumentando el deterioro. En la prótesis Exeter, el daño se concentra distalmente, pero igualmente se propaga hacia la zona proximal, aunque en la zona lateral y medial también es importante (Figura 11a). El cemento de la prótesis Charnley en la zona lateral y proximal asimismo presenta un gran número de grietas (Figura 11b), mientras que en la prótesis Elite Plus el daño se encuentra distribuido por toda la capa de cemento (Figura 11c). Finalmente en la prótesis ABG II el mayor deterioro se localiza distalmente por debajo de las hendiduras verticales (Figura 11d). Al igual que con la interfaz, se ha cuantificado el porcentaje de volumen de cemento con un nivel de daño determinado tras 25 millones de ciclos de carga (Figura 12). Cualitativamente la capa de cemento más deteriorada es la de la prótesis Charnley, donde el 27 % del volumen de su capa de cemento presenta un deterioro superior a 0,5. La prótesis Exeter es la que presenta un menor deterioro.

Si se comparan ambos efectos, aflojamiento de la interfaz (Figura 9) y deterioro del cemento (Figura 11), se observa cómo estando la interfaz muy degradada el daño en el cemento no es tan importante. Esto se debe a la reducción de la transferencia de la carga en estas regiones. Esto genera unas tensiones más bajas en el cemento y, por lo tanto, disminuye su deterioro. Por el contrario, si la interfaz no está suficientemente aflojada, es capaz de transmitir más tensiones, por lo que el cemento se daña más. Este efecto se observa claramente comparando las Figuras 9d y 11d para la prótesis ABG II.

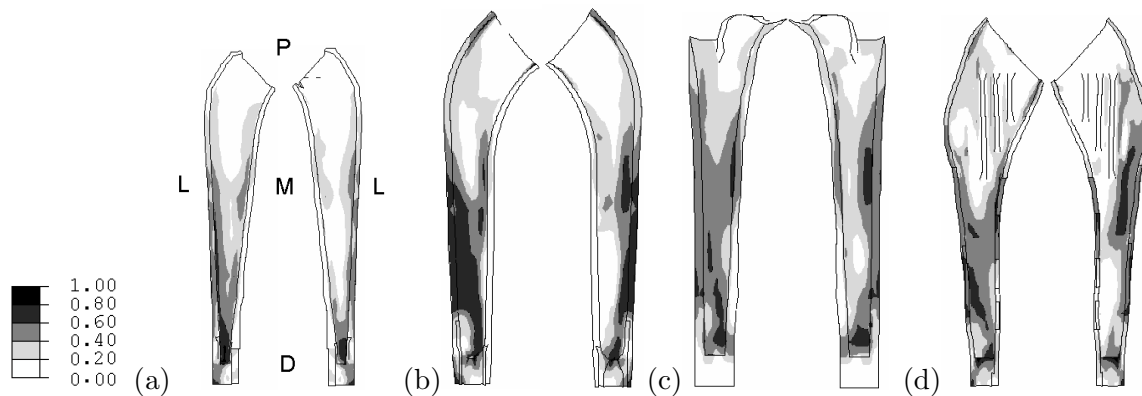


Figura 11. Deterioro de la capa de cemento tras 25 millones de ciclos de carga: a) Exeter, b) Charnley, c) Elite Plus, d) ABG II. Escala de daño (1-completamente dañado, 0-intacto). P - proximal, D - distal, L - lateral, M - medial

Otro aspecto interesante que se analiza en este tipo de implantes es la migración del vástago; en concreto se ha evaluado la migración vertical del centro de la cabeza y de la zona distal del vástago (Tabla II). El vástago Exeter es el que presenta una mayor migración, siendo la prótesis Elite Plus la que menos deslizamientos relativos produce. Distalmente todos los vástagos experimentan una migración similar, aunque ligeramente mayor para la Exeter. El diseño de la prótesis Exeter favorece la migración debido tanto al acabado pulido del vástago como a su diseño. Por el contrario, los vástagos de la ABG II y Elite Plus, con

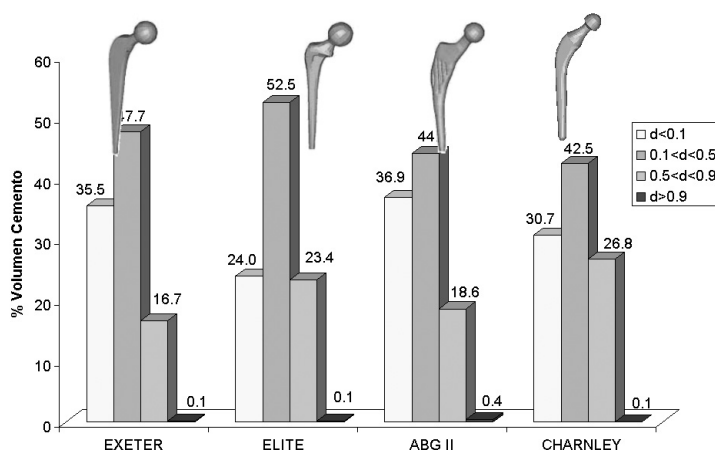


Figura 12. Porcentaje de volumen de cemento con un cierto daño tras 25 millones de ciclos de carga en las prótesis analizadas

las hendiduras verticales y el collar respectivamente, están diseñados para no deslizar dentro de la capa de cemento. Otro resultado importante se obtiene de relacionar la migración vertical con las propiedades mecánicas de la interfaz. Si la interfaz es más flexible, se produce una migración mayor, como ocurre con la prótesis Exeter, observándose que después del deslizamiento inicial la velocidad de migración disminuye. Se han comparado también estos valores de migración con resultados clínicos⁴⁶ (Tabla II). Clínicamente el centro de la cabeza del vástago Exeter desliza 0,77 mm y la zona distal 0,86 mm después del primer año. En la simulación computacional se obtuvo 0,68 y 0,122 mm, respectivamente. Se han observado las mismas diferencias entre los valores computacionales y los clínicos para la prótesis Elite Plus. La cabeza desliza 0,17 mm y 0,24 mm distalmente en los resultados clínicos, mientras que la simulación predice 0,339 mm y 0,101 mm, respectivamente.

| | Exeter | | Elite Plus | | Charnley | | ABG II | |
|------------------|--------|-------|------------|--------|----------|--------|--------|--------|
| Tiempo (años) | 1 | 10 | 1 | 10 | 1 | 10 | 1 | 10 |
| Comput. | -0,68 | -0,69 | -0,339 | -0,345 | -0,569 | -0,594 | -0,477 | -0,489 |
| Clin. Alfaro2001 | -0,77 | -3,11 | -0,594 | -1,34 | - | - | - | - |

Tabla II. Migración del centro de la cabeza (mm) tras 25 millones de ciclos de carga

Discusión y conclusiones

En este ejemplo la metodología se ha aplicado para simular el deterioro de la interfaz cemento-prótesis dependiendo del acabado superficial del vástago (Figura 9) junto con la degradación del cemento (Figura 11) de cuatro prótesis de cadera comerciales. Se han predicho las zonas sueltas y unidas de la interfaz para cada implante (Figura 9). La interfaz se suelta completamente sobre todo distalmente, y ligeramente en la zona medial, aunque en algunos casos el aflojamiento también se produce en la zona proximal. Estos resultados coinciden con lo observado clínicamente³. Por otro lado, el deterioro de la capa de cemento

se ha predicho que es más importante en la zona lateral y distal en todos los implantes (Figura 11), lo que también se ha observado clínicamente. La zona más problemática en este tipo de prótesis es la zona distal tanto de la capa de cemento como de la interfaz debido al hundimiento del vástago dentro de la capa de cemento.

Como ya se vió en el ejemplo anterior, el aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis y el deterioro del cemento están acoplados. Además las propiedades mecánicas de la interfaz están directamente relacionadas con el acabado superficial de la prótesis. Esto determina la transmisión de las cargas del vástago al cemento, y por lo tanto al posterior deterioro del cemento. Como ya se ha comentado, la prótesis Exeter presenta una interfaz más flexible que el resto de prótesis analizadas, lo que da lugar a un menor deterioro de la capa de cemento (Figura 11a). Algo similar ocurre, cuando la interfaz presenta un aflojamiento importante (Figura 9d) para la prótesis ABG II.

Sin embargo, no sólo las propiedades mecánicas de la interfaz son importantes, también influye la geometría del vástago. Las prótesis Charnley y Elite Plus presentan un diseño similar. De hecho, la prótesis Elite Plus es una modificación del diseño original de la Charnley. El collar de la Elite Plus se ha modificado para favorecer un estado de tensiones de compresión de la capa de cemento, lo que supondría una mejora con respecto al diseño original. Los resultados computacionales presentados en este trabajo predicen una mejora de ambos deterioros (interfaz y cemento) del vástago Elite Plus con respecto al diseño original de la Charnley (Figuras 9b, c y 11b, c respectivamente). Las propiedades mecánicas de la interfaz para la prótesis ABG II se han considerado las mismas que para las otras dos prótesis con acabado rugoso (Charnley y Elite Plus), pero la geometría del vástago es considerablemente distinta entre las tres prótesis. El vástago de la ABG II no es recto y presenta unas hendiduras verticales, que modifican la forma en que la interfaz cemento-prótesis se afloja aumentando el aflojamiento de la interfaz proximalmente e incrementando el deterioro de la capa de cemento por debajo de las hendiduras (Figuras 9d y 11d).

La migración vertical del vástago dentro de la capa de cemento para los cuatro tipos de prótesis también se ha analizado comparando estos resultados computacionales con los valores clínicos determinados para las prótesis Exeter y Elite Plus⁴⁶. Se han conseguido predecir los resultados de deslizamientos a corto plazo (Tabla II). De los cuatro implantes estudiados la prótesis Exeter es la que presenta unos deslizamientos mayores (Tabla II). De hecho, esta prótesis Exeter está diseñada para favorecer la migración del vástago dentro de la capa de cemento⁴⁶, mientras que la Elite Plus se ha diseñado para prevenir los deslizamientos, lo que se corresponde con los resultados computacionales obtenidos. Sin embargo, se han observado diferencias considerables entre los resultados clínicos y computacionales a largo plazo. Esto se debe probablemente a que se ha considerado, que la migración vertical del vástago depende únicamente del aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis y del deterioro del cemento, despreciando el efecto que otros mecanismos de fallo pueden producir a largo plazo. En las simulaciones realizadas se ha considerado, que la interfaz cemento-hueso está completamente unida. Sin embargo, diversos autores han afirmado, que en la interfaz cemento-hueso se forma una capa de tejido fibroso como resultado de las reacciones biológicas que experimentan los tejidos vivos ante la incorporación de un material inerte y que puede llevar al fallo de la fijación por dicha interfaz^{6,10}. Otro aspecto que afecta a los resultados obtenidos es que las propiedades del hueso permanecen constantes, una vez que se ha implantado la prótesis. La incorporación de un implante modifica la transmisión de las cargas y, por lo tanto el estado de tensiones del hueso. Además las partículas metálicas y de cemento desprendidas por fricción entre los distintos materiales hacen que aumente la reabsorción ósea⁵. Estos resultados no implican que las hipótesis iniciales consideradas sean erróneas, pero sólo nos permiten predecir la migración a corto plazo. Otros estudios computacionales realizados sobre prótesis de cadera también han predicho resultados de migración por debajo de los resultados clínicos³⁷.

La metodología propuesta en este trabajo ha permitido la comparación del comportamiento a corto plazo de diversos implantes con diferentes diseños. Es interesante plantear si la migración del vástago dentro de la capa de cemento es un factor importante en el éxito de una prótesis de cadera cementada. Se ha demostrado, que una migración muy temprana va a afectar a la estabilidad del implante⁴⁷. Pero, por ejemplo, la prótesis Exeter está diseñada para deslizar dentro de la capa de cemento y es una de las prótesis con unos mayores éxitos clínicos⁴⁶.

CONCLUSIONES

A modo de resumen se presentan en este apartado las principales conclusiones obtenidas de este trabajo:

- El modelo propuesto ha considerado el deterioro de la interfaz cemento-prótesis y el del cemento como las causas fundamentales del fallo de la fijación obteniendo unos resultados de degradación similares a lo observado clínicamente. Pero con estas hipótesis no se han conseguido predecir los deslizamientos del vástago dentro de la capa de cemento.
- Existen otros aspectos que no se han considerado y que podrían también ser determinantes en la vida de este tipo de implantes como: el aflojamiento de la interfaz cemento-hueso, la reabsorción ósea y el desprendimiento de partículas tanto del cemento como metálicas.
- La migración del vástago es un factor a considerar, ya que una migración muy temprana va a condicionar la estabilidad del implante. Por ejemplo, la prótesis Exeter es la que experimenta una mayor migración y por el contrario presenta los mejores resultados clínicos, probablemente por el menor deterioro que presenta el cemento, como se ha comprobado en las simulaciones.
- Se ha propuesto una herramienta útil en el diseño de prótesis, que permite discernir entre diferentes implantes.
- El desarrollo de una metodología probabilista sería más apropiado para realizar este tipo de estudios teniendo en cuenta la dispersión de las propiedades tanto del cemento como de la interfaz.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Dra. Belén Seral del servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica del Hospital Clínico de la Universidad de Zaragoza su inestimable ayuda. También desean agradecer la financiación recibida al Ministerio de Ciencia y Tecnología español a través del proyecto de investigación CICYT DPI2003-09110-C02-01 y al Ministerio de Sanidad español a través de la Red Nacional IM3 (Imagen Médica Molecular y Multimodal, 300++, 2003-2005).

REFERENCIAS

- 1 D. Wirz, A.U. Daniels, B. Gopfert y E.W. Morscher, "Clinical development and current status: Europe", *Orthop. Clin. North. Am.*, Vol. **36**, N° 1, pp. 63-73, (2005).
- 2 H. Malchau, F. Snorrason, P. Herberts y J. Karrholm, "Micromotion of femoral stems in total hip arthroplasty. A randomized study of cemented, hydroxyapatite-coated and porous-coated stems with roentgen stereophotogrammetric analysis", *J. Bone Joint Surg. Am.*, Vol. **76**, pp. 1692-1705, (1994).

- 3 M. Jasty, W.J. Maloney, C. R. Bragdon, D.O. O'Connor, T. Haire y W.H. Harris, "The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties", *J. Bone Joint Surg.*, Vol. **73-B**, pp. 551–558, (1991).
- 4 T.W. Bauer y J. Schils, "The pathology of total joint arthroplasty. I. Mechanisms of implant fixation", *Skeletal Radiol*, Vol. **28**, N° 8, pp. 423–32, (1999).
- 5 M. Jasty, W. Jiranek y W. H. Harris, "Acrylic fragmentation in total hip replacements and its biological consequences", *Clin. Orthop.*, Vol. **285**, pp. 116–128, (1992).
- 6 V.L. Fornasier y H.U. Cameron, "The femoral stem/cement interface in total hip replacement", *Clin. Orthop. Rel. Res.*, Vol. **116**, pp. 248–252, (1976).
- 7 W.H. Harris, "Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacement", *Clin. Orthop.*, Vol. **285**, pp. 67–72, (1992).
- 8 T.P. Schmalzried, C.A. Zahiri y S. T. Woolson, "The significance of stem-cement loosening of grit-blasted femoral components", *Orthopedics*, Vol. **23**, N° 11, pp. 1157–1164, (2000).
- 9 T.A. Gruen, G.M. McNeice y H.C. Amstutz, "Modes of failure of cemented stem-type femoral components", *Clin. Orthop. Rel. Res.*, Vol. **141**, pp. 17–27, (1979).
- 10 R.C. Gardiner y W.J. Hozack, "Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface", *J. Bone Joint Surg. Br.*, Vol. **76**, pp. 49–52, (1994).
- 11 N. Verdonschot, E. Tanck y R. Huiskes, "Effects of prosthesis surface roughness on the failure process of cemented hip implants after stem-cement debonding", *J. Biomed. Mater. Res.*, Vol. **42**, pp. 554–559, (1998).
- 12 J. Stolck, N. Verdonschot y R. Huiskes, "Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction", *J. Biomech.*, Vol. **34**, pp. 917–926, (2001).
- 13 J. Stolck, N. Verdonschot, B.P. Murphy, P.J. Prendergast y R. Huiskes, "Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement", *Eng. Fract. Mech.*, Vol. **71**, pp. 513–528, (2004).
- 14 N. Verdonschot y R. Huiskes, "The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement", *J. Biomech.*, Vol. **30**, N° 8, pp. 795–802, (2004).
- 15 K.A. Mann, D.L. Bartel, T.M. Wright y A.H. Burstein, "Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model", *J. Biomech.*, Vol. **28**, N° 9, pp. 1067–1078, (1995).
- 16 N. Verdonschot y R. Huiskes, "Mechanical effects of stem cement interface characteristics in total hip replacement", *Clin. Orthop.*, Vol. **329**, pp. 326–336, (1996).
- 17 A.B. Lennon y P.J. Prendergast, "Evaluation of cement stresses in finite element analyses of cemented orthopaedic implants", *J. Biomech. Eng.*, Vol. **123**, pp. 623–628, (2001).
- 18 T.P. Harrigan y W.H. Harris, "A three-dimensional non-linear finite element study of the effect of cement-prosthesis debonding in cemented femoral total hip components", *J. Biomech.*, Vol. **24**, N° 11, pp. 1047–1058, (1991).
- 19 N. Verdonschot y R. Huiskes, "Subsidence of THA stems due to acrylic cement creep is extremely sensitive to interface friction", *J. Biomech.*, Vol. **29**, N° 12, pp. 1569–1575, (1996).
- 20 N. Verdonschot y R. Huiskes, "Cement debonding process of total hip arthroplasty stems", *Clin. Orthop. Rel. Res.*, Vol. **336**, pp. 297–307, (1997).
- 21 K.A. Mann, D.L. Bartel, T.M. Wright y A.R. Inghraffa, "Mechanical characteristics of the stem-cement interface", *J. Orthop. Res.*, Vol. **9**, pp. 798–808, (1991).

- 22 B.P. Murphy y P.J. Prendergast, “The relationship between stress, porosity, and nonlinear damage accumulation in acrylic bone cement”, *J. Biomed. Mater. Res.*, Vol. **59**, pp. 646–654, (2001).
- 23 D.J. Chwirut “Long-term compressive creep deformation and damage in acrylic bone cements”, *J. Biomed. Mater. Res.*, Vol. **18**, pp. 25–37, (1984).
- 24 J.R.T. Jeffers y M. Taylor, “Residual stress decreases the life of the cement mantle in total hip replacement”, *Proceedings 1st International Congress on Computational Bioengineering*, pp. 21–26, (2003).
- 25 M.A. Pérez, J.M. García y M. Doblaré, “Analysis of the debonding of the stem-cement interface in total hip arthroplasty using a non-linear fracture mechanics approach”, *Eng. Fract. Mech.*, Vol. **72**, pp. 1125–1147, (2005).
- 26 M.A. Pérez, “Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera”, Centro Politécnico Superior, Universidad de Zaragoza, (2004).
- 27 Hibbit, Karlsson y Sorensen, Inc., “Abaqus user’s Manual, v. 6.4”, HKS inc. Pawtucket, RI, USA, (2004).
- 28 F. Armero, “Large-scale modeling of localized dissipative mechanisms in a local continuum: applications to the numerical simulation of strain localization in rate-dependent inelastic solids”, *Mech. Cohes-Frict. Mater.*, Vol. **4**, pp. 101–131, (1999).
- 29 G. Alfano y M.A. Crisfield, “Finite element interface models for the delamination analysis of laminated composites: mechanical and computational issues”, *Int. J. Num. Met. Eng.*, Vol. **50**, pp. 1701–173, (2001).
- 30 G.T. Camacho y M. Ortiz, “Computational modelling of impact damage in brittle materials”, *Int. J. Solid Struct.*, Vol. **33**, N° 20-22, pp. 2899–2938, (1996).
- 31 J. Rose, J. Ferrante y J.R. Smith, “Universal binding energy curves for metals and bimetallic interfaces”, *Phys. Rev. Lett.*, Vol. **47**, N° 9, pp. 675–678, (1981).
- 32 L.G. Margolin, “A generalized Griffith criteria for crack propagation”, *Eng. Fract. Mech.*, Vol. **19**, pp. 539–543, (1984).
- 33 J. Lemaitre, “A course on damage mechanics”, Springer-Verlag, (1987).
- 34 P.C. Chen, J.G. Pinto, E.H. Mead, D.D. D’Lima y C.W. Colwell, “Fatigue model to characterize cement-metal interface in dynamic shear”, *Clin. Orthop.*, Vol. **350**, pp. 229–236, (1998).
- 35 J.P. Davies, D.W. Burke, D.O. O’Connor y W.H. Harris, “Comparison of the fatigue characteristic of centrifuged and uncentrifuged simplex P bone cement”, *J. Orthop. Res.*, Vol. **5**, pp. 366–371, (1987).
- 36 N. Verdonschot y R. Huiskes, “Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage”, *Biomater*, Vol. **19**, pp. 1773–1779, (1998).
- 37 R. Huiskes, N. Verdonschot y B. Nivbrant, “Migration, stem shape and surface finish in cemented total hip arthroplasty”, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, Vol. **355**, pp. 103–112, (1998).
- 38 Bel Repository, “International society of biomechanics website”, website was accessed in publisher=www.isbweb. org. Website was accessed in 2001.
- 39 M.R. Norton, R. Yarlagadda y G.H. Anderson, “Catastrophic failure of the Elite Plus total hip replacement, with a Hylamer acetabulum and Zirconia ceramic femoral head”, *J. Bone Joint Surg. Br.*, Vol. **84-B**, pp. 631–635, (2002).
- 40 C. Garcia-Araujo, J. F. Gonzalez y A. Tonino, “Rheumatoid arthritis and hydroxyapatite-coated hip prostheses: five-year results. International ABG Study Group”, *J. Arthroplasty*, Vol. **13**, N° 6, pp. 660–667, (1998).

- 41 Structural Dynamics Research Corporation, “I-DEAS Master Series Release 9.0”, Milford, Ohio, (2003).
- 42 M. Doblaré y J.M. García, “Bone remodelling analysis of the proximal femur after total hip replacement and implantation of an exeter prosthesis”, *J. Biomech.*, Vol. **34**, N° 9, pp. 1157–1170, (2001).
- 43 M. Doblaré y J.M. García, “Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory”, *J. Biomech.*, Vol. **35**, N° 1, pp. 1–17, (2002).
- 44 M.A. Pérez, J.M. García-Aznar y M. Doblaré, “Simulación y comparación del aflojamiento de la interfaz cemento-vástago y del deterioro del cemento en prótesis de cadera”, *Métodos Numéricos en Ingeniería*, Vol. **49**, SEMNI Sociedad Española de Métodos Numéricos en Ingeniería, J.L. Pérez, A. Rodríguez, J.A. Martins, R. Gallego y J. de Sa, (2005).
- 45 A.B. Lennon y P.J. Prendergast “Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence”, *J. Biomech.*, Vol. **32**, pp. 311–321, (2002).
- 46 J. Alfaro-Adrián, H.S. Dill y D.W. Murray, “Should total hip arthroplasty femoral components be designed to subside”, *J. Arthroplasty*, Vol. **16**, N° 5, pp. 598–606, (2001).
- 47 R.M. Meek, J. Michos, P. Grigoris y D.L. Hamblen, “Mid-term results and migration behaviour of a ti-alloy cemented stem”, *Int. Orthop.*, Vol. **26**, N° 6, 356–360, (2002).