

# Modelo de interfaz cemento-vástago en artroplastias totales de cadera. Estudio de la superficie con elementos finitos

B. Seral-García<sup>a</sup>, M.A. Pérez-Ansón<sup>b</sup>, F. Seral-Iñigo<sup>a</sup>, J.M. García-Aznar<sup>b</sup> y M. Doblaré-Castellano<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Universidad de Zaragoza.

<sup>b</sup>Grupo de Estructuras y Modelado de Materiales (GEMM). Centro Politécnico Superior. Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Universidad de Zaragoza.

**Introducción.** La separación entre el cemento y el implante femoral se relaciona con los aflojamientos asepticos y con la supervivencia de los implantes. El objetivo del trabajo es el desarrollo de un modelo de daño que simule la degradación del cemento y el aflojamiento del implante, con dos acabados superficiales del vástago.

**Material y método.** Aplicamos un modelo axisimétrico de elementos finitos de un vástago rodeado por una capa de cemento. La carga de compresión aplicada al vástago varía de 0 a 7 kN con frecuencia de 1 Hz durante 1,7 millones de ciclos. Una vez que se soltó la interfaz se incorporó rozamiento entre ambas superficies.

**Resultados.** En los vástagos lisos el daño estimado en el cemento estaba más distribuido, siendo el daño global menor. En los rugosos hay mayor concentración del daño y mayor degradación del cemento en la zona distal, continuándose por la zona proximal.

**Conclusión.** La simulación con elementos finitos permite predecir el comportamiento de los implantes relacionando macrogeometría y superficie. En nuestro modelo se demuestra la influencia del acabado superficial del vástago en la localización e intensidad del daño en el cemento y en la interfaz.

**Palabras clave:** vástago, femoral, cemento, aspereza de superficie, artroplastia de cadera, elementos finitos.

## Cement-femoral stem interface model in total hip prosthesis: study of the surface with finite elements

**Introduction.** Debonding of the stem-cement interface is one of the most important causes aseptic loosening of the femoral stem, and it is related with the implant survival. The main goal of this study is the development of a damage model, in order to simulate the cement degradation and the debonding process of the stem-cement interface, respectively. We would consider two different surfaced finishing of the stem.

**Materials and methods.** An axisymmetric finite element model of a stem and the surrounding cement mantle was developed. The cement damage model was also implemented to simulate its degradation. The stem was gradually compressed in the cement by a dynamic, sinusoidal axial force, cycling between 0 and 7 kN for 1.7 million cycles at a frequency of 1 Hz. When the interface is completely debonded, contact friction is incorporated between both surfaces.

**Results.** Subsidence is higher in the polished stems because the stem-cement interface is completely debonded. Cement damage in the polished stem is more distributed and quantitatively is lower than for the rough stems, where cement damage is more concentrated distally.

**Conclusion.** Finite element models are able to predict the behaviour of implants relating the stem geometry with its surface finished. The influence of the surface finished on the cement damage and debonding process of the stem-cement interface have been demonstrated with the model proposed.

**Key words:** stem, femoral, cement, surface finished, total hip arthroplasty, finite elements.

### Correspondencia:

B. Seral García.  
P.º Constitución 25, 2.º dcha.  
50001 Zaragoza.  
Correo electrónico: bseral@terra.es

Recibido: febrero de 2005.

Aceptado: septiembre de 2005.

Observaciones de autopsias, en artroplastias totales de cadera cementadas con evolución clínica favorable, pusieron de manifiesto la separación entre el cemento y el vástago en las partes proximal y distal del mismo, así como fracturas radiales y circunferenciales del cemento, que llegaban hasta la

interfaz cemento-hueso<sup>1,2</sup>. Esta evolución se relacionó con las características del perfil de la superficie de los implantes (valorado en unidades Ra que indican la media de aspereza) encontrando hasta más de 20 variantes en los distintos vástagos estudiados. Los micromovimientos de la interfaz cemento-implante femoral son mayores en superficies más pulidas y menos abrasivas, mientras que en superficies rugosas o ásperas serían menores, pero más abrasivas<sup>3</sup>. Análisis con elementos finitos (AEF) encontraron que vástagos con superficie pulida tenían migración cada ciclo de carga muy superior a los vástagos rugosos, lo que permitía diferenciar los implantes que se fijan por desplazamiento bajo carga y aquellos otros en los que interviene su macrogeometría y la mayor unión del cemento sobre las asperezas de su superficie<sup>4,5</sup>.

La separación entre cemento e implante femoral se relaciona con los aflojamientos asépticos y con la supervivencia de los implantes. En el registro sueco de artroplastia total de cadera las supervivencias a 10 años de prótesis con superficie rugosa son para el modelo Spectron del 98,4%, para la Lubinus SP I del 96,9%, y para la Exeter mate del 86,2%, siendo en prótesis con superficie pulida del 92% para la Charnley y del 96,6% para la Exeter<sup>6</sup>. Con la prótesis de Exeter, sobre 325 casos, con superficie de 0,01-0,03  $\mu\text{m}$  Ra, y seguimiento de 8 a 12 años, la supervivencia del vástago es del 100% y de la artroplastia del 91,74%<sup>7</sup>.

Se considera que los factores que intervienen en la supervivencia de los vástagos cementados son la selección del paciente, con más riesgo en varones jóvenes, la geometría intramedular del implante, con estabilidad axial y torsional inmediata o por migración, la superficie lisa o rugosa, sobre lo que no hay consenso debiendo continuar el estudio sobre la relación entre macrogeometría del implante y características de la superficie, el diseño, longitud del cuello y *offset* femoral y la técnica quirúrgica, recomendando conservar esponjosa, presurizar el cemento y centralizar el vástago<sup>8</sup> y la capa de cemento.

Se han utilizado AEF para estudiar el deterioro del cemento<sup>9</sup>, su viscoelasticidad<sup>5</sup>, las cargas sobre el fémur, las tensiones residuales, la macrogeometría de los implantes y las características de su superficie<sup>9</sup>. La simulación de los desplazamientos del vástago, el estudio de la acumulación de lesiones en el cemento y la migración protésica en condiciones de carga cíclica han detectado las prótesis con peores resultados<sup>9</sup>.

El objetivo de nuestro trabajo es realizar un modelo para simular el aflojamiento de la interfaz cemento-vástago protésico, distinguiendo entre los distintos acabados superficiales del vástago (liso frente a rugoso) incorporando, además, las distintas propiedades mecánicas de la interfaz, el deterioro a fatiga de la misma y el rozamiento entre las superficies una vez que la interfaz está suelta. Además, proponemos un modelo de daño en el cemento, considerando sus propiedades viscoelásticas (fluencia) a compresión y el deterioro a tracción de forma isótropa, incorporando el efecto

de cierre de las grietas a compresión y la acumulación de daño no lineal.

## MATERIAL Y MÉTODO

### Modelo de daño en la interfaz cemento-prótesis

El modelo de simulación del aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis se apoyó en la teoría de las superficies cohesivas<sup>10</sup>. Éstas son las que tienen una discontinuidad en el campo de desplazamientos mientras que las tensiones son continuas. El comportamiento mecánico de la interfaz depende de la relación entre tensión y elongación (deformación) de forma elástica, lineal y reversible, hasta un punto en el que pierde su resistencia y rigidez. Además la interfaz se deteriora como consecuencia de la acumulación progresiva de daño.

En el modelo se consideraron distintos valores para las propiedades anteriores dependiendo de que el acabado superficial fuese liso o rugoso.

El modelo incorporó, una vez que la interfaz se deterioró, un modelo de fricción de Coulomb, en el cual el coeficiente de rozamiento se modificaba según el número de ciclos de carga transcurridos.

### Modelo de daño en el cemento

El modelo desarrollado para la simulación del deterioro del cemento se basó en los principios básicos de la mecánica del daño continuo<sup>10</sup>.

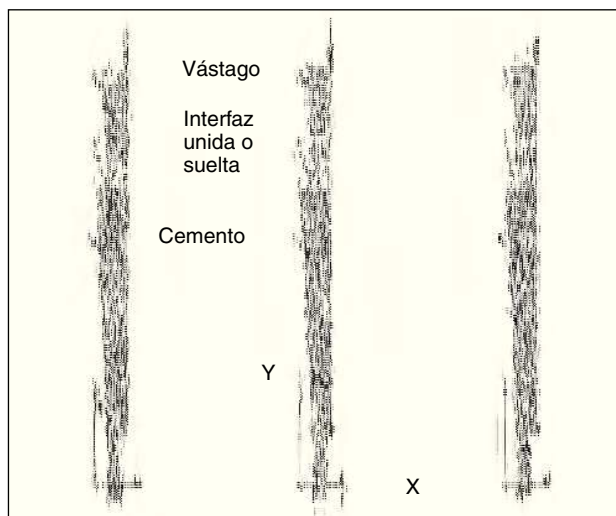
En el modelo se consideró que el daño es isótropo, y que el cemento sólo se deteriora a tracción dado que la resistencia a compresión es de 80 Mpa, mientras que a tracción es de 25 MPa. El modelo incorporó una hipótesis por la que las grietas se pueden cerrar a compresión, recuperando así la rigidez perdida si éste trabaja a compresión.

Finalmente, el modelo incorporó el deterioro del cemento por fatiga siguiendo una ley experimental para cemento mezclado manualmente y con acumulación de daño no lineal<sup>10</sup>.

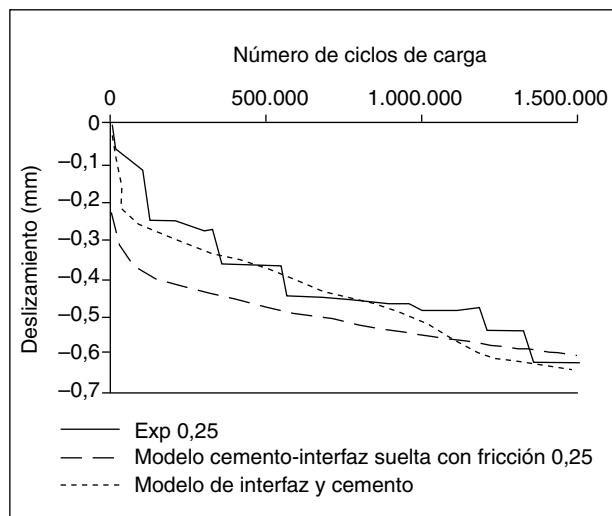
### Modelo de elementos finitos

El AEF se efectuó con el programa ABAQUS. Ambos modelos se han implementado en unas subrutinas de tipo UEL (modelo de daño para la interfaz) y UMAT (modelo de daño para el cemento) que se incorporaron al modelo axisimétrico de elementos finitos (EF) (fig. 1), un vástago rodeado por una capa de cemento. Entre el vástago y el cemento se incorporaron unos elementos interfaz en los que se implementaron el modelo de daño para la interfaz des-crito.

El vástago era 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 era de 2.200 Mpa y el coeficiente de Poisson de 0,3, incorporándose el modelo de



**Figura 1.** Modelo axisimétrico de elementos finitos. La capa de cemento se encuentra apoyada distalmente fijando el desplazamiento en dirección axial.



**Figura 2.** Comparación del deslizamiento del vástago dentro de la capa de cemento entre los resultados experimentales y diferentes modelos de elementos finitos para el vástago liso.

daño para simular su deterioro. Una vez que la interfaz se había deteriorado, se ha comentado que se incorporó la fricción entre ambas superficies, partiendo de un coeficiente inicial de rozamiento para el vástago liso y rugoso de 0,25 y 0,5, respectivamente.

El modelo vástago-cemento fue sometido a una carga de compresión mediante una fuerza axial dinámica y sinusoidal, que varió de 0 a 7 kN, con frecuencia de 1 Hz, durante 1,7 millones de ciclos.

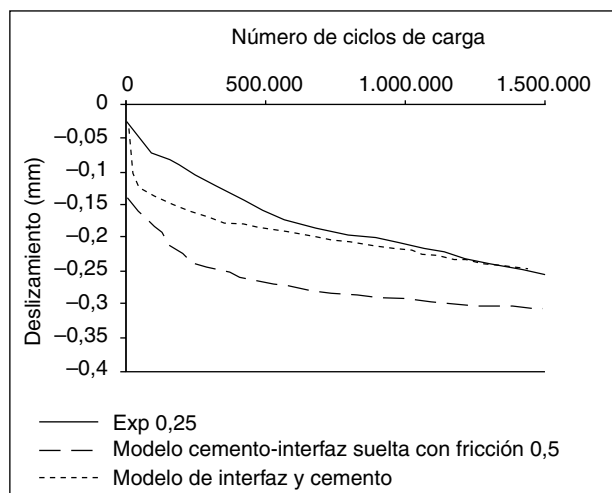
La validación de los modelos propuestos se llevó a cabo reproduciendo los ensayos experimentales realizados por Verdonshot y Huiskes<sup>5,11</sup>, quienes realizaron también un análisis por elementos finitos similar al propuesto en este estudio, aunque incorporaron, únicamente, el comportamiento viscoelástico del cemento con la interfaz cemento-prótesis completamente suelta con fricción para ambos tipos de acabado superficial.

## RESULTADOS

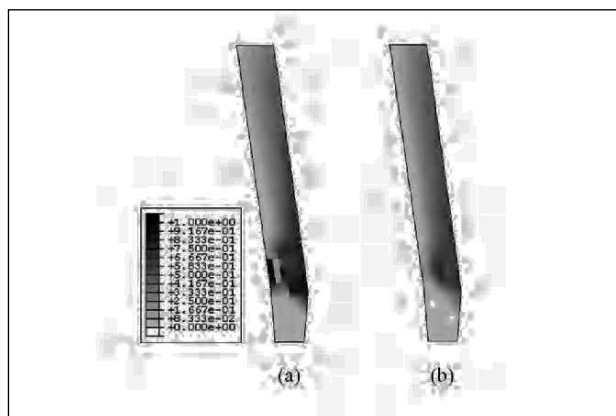
Los resultados se obtuvieron comparando (fig. 2) los deslizamientos obtenidos experimentalmente para el vástago liso en la literatura<sup>5</sup> y los obtenidos computacionalmente considerando, por un lado, únicamente el modelo de daño en el cemento con la interfaz completamente suelta con fricción de 0,25 y, por otro, incorporando el deterioro de la interfaz. Se observó cómo la incorporación de la interfaz predijo con mayor exactitud los deslizamientos experimentales, especialmente durante los primeros ciclos de carga, indicando que la interfaz cemento-prótesis no estaba suelta desde el principio, sino que se fue deteriorando con el aumento de los ciclos de carga.

Algo similar ocurrió para el vástago rugoso (fig. 3). En este caso la incorporación de la interfaz predijo con exactitud los deslizamientos al final del ensayo. La predicción de los deslizamientos en los primeros ciclos de carga mejoró con respecto al caso sin interfaz, aunque éstos siguieron siendo superiores a los obtenidos experimentalmente (fig. 3).

La incorporación en la simulación del deterioro de la interfaz no sólo afectó a los deslizamientos del vástago dentro de la capa de cemento, sino que también modificó la forma de deterioro del cemento. En la figura 4 se representaron el deterioro del cemento con el vástago pulido, considerando la interfaz como completamente suelta con fricción (fig. 4a), y



**Figura 3.** Comparación del deslizamiento del vástago dentro de la capa de cemento entre los resultados experimentales y diferentes modelos de elementos finitos para el vástago rugoso.



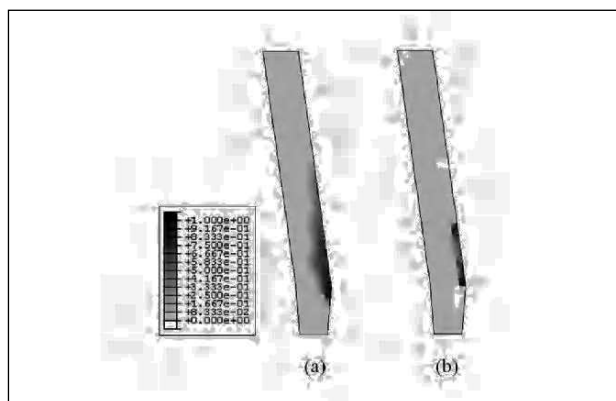
**Figura 4.** Deterioro de la capa de cemento para el vástago liso: (a) con el modelo de daño para el cemento y la interfaz suelta con fricción de 0,25; (b) con el modelo de interfaz y de daño en el cemento.

con el modelo de deterioro de la interfaz (fig. 4b). En ambos casos se incorporaron en el cemento el modelo de daño. Se observó que, en las dos simulaciones, el mayor deterioro se produjo distalmente, lo que indica un mayor número de grietas en esa zona. Posteriormente, se propagaron hacia la parte proximal del cemento y en el interior de la capa de cemento.

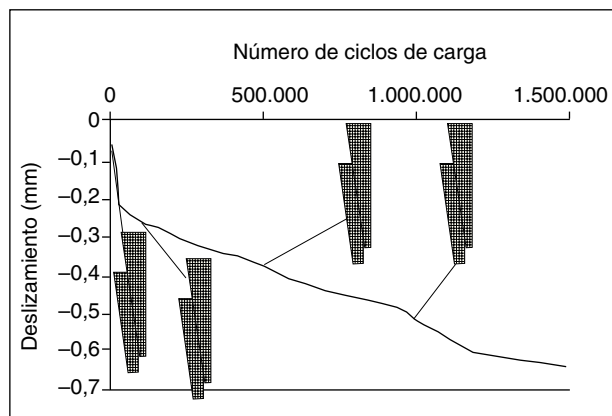
En la figura 5 se muestra el deterioro del cemento producido con un acabado rugoso en las mismas condiciones que para el vástago liso (sin interfaz y fricción y con interfaz). El máximo número de grietas se localizaron distalmente, para propagarse hacia la zona proximal y el interior de la capa de cemento.

La incorporación de la interfaz modificó el deterioro del cemento. En el caso rugoso el daño se concentró en la zona distal (fig. 5b), mientras que para el vástago liso se inició distalmente y luego se distribuyó por el resto de la capa de cemento (fig. 4b). Estos resultados son similares a lo observado experimentalmente.

En la evolución de la degradación de la interfaz cemento-prótesis con ciclos de carga para el vástago liso se obser-



**Figura 5.** Deterioro de la capa de cemento para el vástago rugoso: (a) con el modelo de daño para el cemento y la interfaz suelta con fricción de 0,5; (b) con el modelo de interfaz y de daño en el cemento.



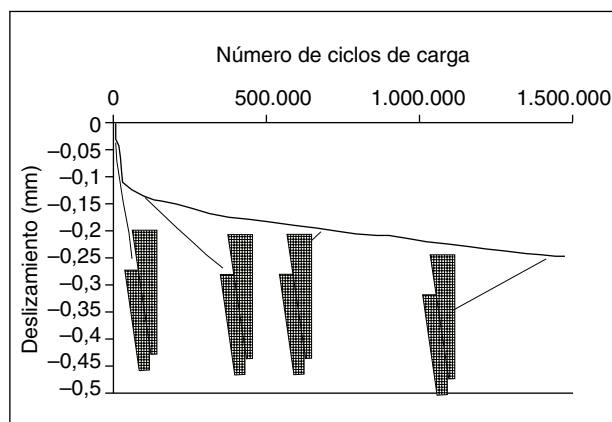
**Figura 6.** Degradación progresiva de la interfaz cemento-vástago con acabado del vástago liso.

vó cómo, tras los 500.000 ciclos, resultó la interfaz (fig. 6), mientras que en el vástago rugoso la interfaz no estaba deteriorada al finalizar la simulación (fig. 7). Se observó cómo la interfaz se aflojaba distalmente y a continuación por la zona proximal, pero sin llegar a soltarse. El resultado fue concordante con los obtenidos experimentalmente.

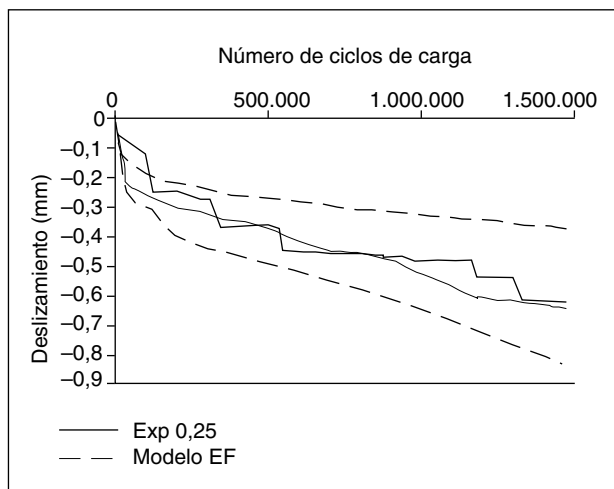
En las figuras 8 y 9 se representó la variabilidad de los parámetros que controlan tanto el deterioro del cemento como el aflojamiento de la interfaz, siendo la dispersión mayor conforme aumentan los ciclos de carga. Se observó mayor variabilidad cuando el vástago era liso.

## DISCUSIÓN

Siguiendo las aportaciones de Verdonchot y Huiskes<sup>5,11-13</sup>, estos autores han desarrollado un modelo de daño para el cemento y para simular el aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis. Además, han diferenciado el vástago liso y el rugoso.



**Figura 7.** Degradación progresiva de la interfaz cemento-vástago con acabado del vástago rugoso.

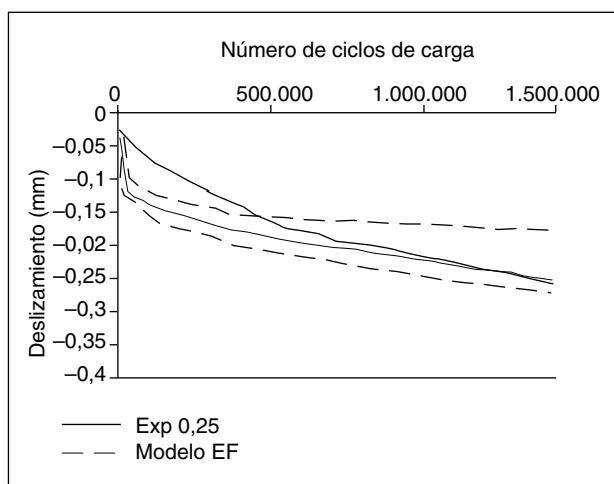


**Figura 8.** Rango de dispersión de los parámetros del modelo propuesto para el vástago liso. EF: elementos finitos.

Las características de superficie de los vástagos protésicos se han relacionado con la migración del implante, con los micromovimientos bajo carga cíclica, con el espacio articular efectivo y la circulación de fluidos, con la liberación de partículas por abrasión y con el daño en el cemento. También se considera que hay una relación entre la macrogeometría del implante y las características de la superficie, que cambia al aumentar el número de ciclos de carga.

Se han efectuado estudios comparativos entre prótesis de igual macrogeometría y características, intentando valorar la influencia de la superficie<sup>14-16</sup>.

En nuestro estudio se han obviado diferencias entre el vástago liso y el rugoso, tanto en los micromovimientos que se producen entre el cemento y el vástago como en el deterioro que experimenta la capa de cemento. Computacionalmente se ha observado que la incorporación del modelo que



**Figura 9.** Rango de dispersión de los parámetros del modelo propuesto para el vástago rugoso. EF: elementos finitos.

simula el aflojamiento de la interfaz cemento-prótesis mejora los resultados con respecto a considerar la interfaz como completamente suelta, tanto con el vástago liso como el vástago rugoso, consiguiendo predecir a largo plazo la migración observada experimentalmente<sup>5</sup>, y a corto plazo en el vástago liso.

Uno de los aspectos característicos del cemento acrílico es su comportamiento viscoelástico, por lo que nuestro modelo incorpora, junto a los principios básicos de la mecánica del daño continuo, los conceptos de viscoelasticidad. En este tipo de materiales la relación entre tensiones y deformaciones depende del tiempo. Si la tensión permanece constante la deformación aumenta con el tiempo, lo que se llama fluencia. Si la deformación permanece constante la tensión disminuye con el tiempo, lo que se denomina relajación de tensiones. Existen diversos trabajos experimentales que han cuantificado el comportamiento viscoelástico del cemento<sup>10</sup>. Esta propiedad fundamental es por la que se van a redistribuir las tensiones, suponiendo también un aumento de los deslizamientos. En el modelo se han incorporado las propiedades viscoelásticas del cemento cuando éste trabaja a compresión despreciando lo que ocurre a tracción, ya que a tracción el efecto fundamental es el daño.

El daño es irreversible y, además, como este tipo de implantes está sometido a un proceso continuo de carga y descarga, el daño se incrementa conforme aumentan los ciclos de carga. La vida del cemento, o el número de ciclos hasta el fallo a una determinada tensión, depende de parámetros que se obtienen de los ensayos de fatiga<sup>17</sup>, habiéndose comprobado experimentalmente que el proceso de acumulación de daño no es lineal.

Los deslizamientos del vástago liso dentro de la capa de cemento son mayores que los del rugoso, hecho observado experimentalmente<sup>5</sup> y clínicamente<sup>7,18,19</sup>. Alfaro-Adrián et al<sup>18</sup> estudiaron con análisis radioestereométrico la migración precoz de las prótesis Exeter® (vástago liso) y Charnley Elite® (vástago rugoso). Para ambos implantes la migración fue hasta 4 veces mayor en el primer año. La migración de la Exeter® fue predominantemente distal (1 mm en el primer año) mientras que la prótesis Charnley Elite® demuestra menos migración distal (0,2 mm el primer año), aunque presenta una rápida migración posterior (0,8 mm el primer año). La migración de la Exeter® se produce en la interfaz cemento-implante, mientras que la de Charnley Elite® ocurre en ambas interfaces cemento-implante y cemento-hueso. Deducen que una migración rápida en rotación interna con traslación posterior de la cabeza protésica predispone al fracaso precoz del implante. Stefánsdóttir et al<sup>19</sup> también estudiaron con radioestereometría el patrón de migración de la prótesis Exeter® a 5 años. Encuentran que todos los vástagos migran distalmente, con una media de 1,34 mm a dos años y de 1,77 a 5 años. Un tercio de los casos continúan migrando distalmente entre 3 y 5 años. La mayoría de los vástagos rotan en retroversión con una media a dos años de 1,2°, que a 5 años

pasa a 1,6°. Williams et al<sup>7</sup> creen que la migración distal de la prótesis de Exeter® es beneficiosa porque crea fuerzas compresivas radiales sobre el cemento que son transferidas al hueso como solicitaciones circulares. Crawford et al<sup>20</sup> analizaron el flujo de fluidos en la interfaz cemento-prótesis encontrando que es mayor en los vástagos rugosos. Cuando hay una separación entre el cemento y el implante los vástagos lisos sometidos a carga sellan el umbral de la interfaz, lo que no ocurre con los vástagos rugosos.

Ebramzadeh et al<sup>21</sup> efectuaron un trabajo experimental con vástagos Apolo® (Centerpulse®) cementados, valorando el acabado de superficie, el collar y el tamaño. En los vástagos lisos la aspereza fue 0,5 µm Ra y en los rugosos de 5 µm Ra proximal y 2 µm Ra distal. Los micromovimientos por ciclo dependen más de la superficie que del collar o del tamaño. Los vástagos pulidos tienen mayores micromovimientos por ciclo. La migración final axial fue de 8 a 18 µm más en los pulidos, así como la anteroposterior fue de 48 µm más y la rotación de 0,4° mayor. De ello deducen que la estabilidad del implante no sólo depende de la superficie, sino también de la forma y del mecanismo de estabilidad. Massin et al<sup>22</sup>, en un AEF en 3D, estudiaron la geometría proximal y el estado de la superficie en prótesis femorales de cadera cementadas, viendo que cuando la superficie no es adherente al cemento, la estabilidad rotacional depende del relleno metafisario.

En nuestro modelo ha quedado de manifiesto la influencia de la superficie en la localización e intensidad del daño, siendo muy diferente en los vástagos pulidos y en los rugosos, contrastando los resultados computacionales con lo obtenido experimentalmente<sup>13</sup>. En el vástago rugoso el daño en el cemento está más localizado que en el vástago liso y, además, en el vástago rugoso la interfaz no se suelta completamente<sup>1,2</sup>. Los vástagos rugosos sufren abrasión por los micromovimientos cíclicos liberando partículas de cemento y metálicas. Los vástagos lisos presentan roces con retención de las partículas y sin daño significativo para el cemento.

La simulación del deterioro de la interfaz supone un avance considerable sobre otros estudios que solamente consideran micromovimientos y tensiones con la interfaz completamente suelta con fricción<sup>9,22</sup>. Stolk et al<sup>9</sup> estudian con AEF en 3D la acumulación de lesiones comparando el vástago Müller curvo y el vástago Lubinus SPII. Los valores de migración fueron más altos para el Müller curvo y tras 2 millones de ciclos el número de fisuras era 5 veces mayor en la capa de cemento del vástago Müller que en el Lubinus SPII. En el primer caso las fisuras afectaban a toda la capa de cemento en la parte distal, proximalmente bajo el collar y a lo largo de todo el borde lateral. En el vástago Lubinus SPII había menos fisuras, que no afectaban a toda la capa de cemento y que se localizaban distal y proximalmente. Paralelamente comparan la simulación con un trabajo experimental en fémures, encontrando que la acumulación de lesiones aparece en la simulación tras 20 millones de ciclos, mientras que en el

trabajo experimental sólo son necesarios 2 millones de ciclos. Proponen que las simulaciones de fatiga pueden ser útiles como prueba preclínica de nuevos diseños de implantes.

De acuerdo con la aportación de Stolk et al<sup>9</sup> la simulación con elementos finitos permite, aunque sea con una cronología distinta, conocer el futuro de los diversos implantes relacionando macrogeometría y superficie, y con modelos como los utilizados en este trabajo se predice con exactitud de los micromovimientos o deslizamientos del vástago dentro de la capa de cemento obtenidos experimentalmente<sup>5</sup>, así como el deterioro tanto de la interfaz como del cemento.

Pero hay que reconocer las limitaciones de nuestro estudio. En la simulación efectuada se utiliza un modelo axisimétrico de EF, lo que supone que el vástago estudiado tenga una geometría que no corresponde con la de los vástagos comerciales utilizados en la actualidad, siendo además idéntico para acabado liso y rugoso. El número de ciclos de carga que se han analizado es muy reducido, y quedan muy lejos de los ciclos de carga que experimenta un implante de este tipo a lo largo de su vida útil (alrededor de 20 millones de ciclos).

Los valores de los parámetros de los modelos provienen de diversos ensayos experimentales donde existe una gran dispersión que se refleja en los resultados obtenidos, por lo que se necesitarán más ensayos experimentales realizados en condiciones más reales<sup>10</sup>. Pero, independientemente de las limitaciones del estudio, los modelos propuestos presentan posibilidades, y su extrapolación a un modelo tridimensional permitirá plantear otro tipo de estudios para ver la relación entre la macrogeometría del implante y las características de la superficie, se podrán abordar ensayos preclínicos para distintos implantes, incluso la adaptación del modelo de la interfaz cemento-prótesis para simular lo que ocurre en la interfaz cemento-hueso.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Collier JP, Bauer TW, Bloebaum RD, Bobyn JD, Cook SD, Galante JO, et al. Results of implant retrieval from postmortem specimens in patients with well-functioning, long term total hip replacement. *Clin Orthop*. 1992;274:97-112.
2. Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, O'Connor DO, Haire T, Harris WH. The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*. 1991; 73B:551-8.
3. Crowninshield RD, Jennings JD, Laurent ML, Maloney WJ. Cemented femoral component surface finish mechanics. *Clin Orthop*. 1998;355:90-102.
4. Huiskes R, Verdonschot N, Nivbrant B. Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1998;355:103-12.
5. Verdonschot N, Huiskes R. Subsidence of THA stems due to acrylic cement creep is extremely sensitive to interface friction. *J Biomechanics*. 1996;29:1569-75.
6. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The swedish total hip replacement register. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84A Suppl 2:2-20.

7. Williams HDV, Browne G, Gie GA, Ling RSM, Timperley AJ, Wendover NA. The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; 84B:324-34.
8. Berry DJ. Cemented femoral stems. *J Arthroplasty.* 2004;19 Suppl 1:83-4.
9. Stolk J, Maher SA, Verdonschot N, Prendergast PJ, Huiskes R. Can finite element models detect clinically inferior cemented hip implants? *Clin Orthop.* 2003;409:138-74.
10. Pérez MA, García-Aznar JM, Doblaré M. Analysis of the debonding of the item-cement interface in intramedullary fixation using a non-linear fracture mechanics. *Eng Fract Mech.* 2005;72:1125-47.
11. Verdonschot N, Huiskes R. Cement debonding process of total hip arthroplasty stems. *Clin Orthop.* 1997;336:297-307.
12. Verdonschot N, Huiskes R. Mechanical effects of stem cement interface characteristics in total hip replacement. *Clin Orthop.* 1996;329:26-336.
13. Verdonschot N, Huiskes R. Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. *Biomaterials.* 1998;19:1773-9.
14. Vaughn BK, Fuller E, Peterson R, Capps SG. Influence of surface finish in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003; 18:110-5.
15. Vail TP, Goetz D, Tanzer M, Fisher DA, Mohler CG, Callaghan JJ. A prospective randomized trial of cemented femoral components with polished versus grit-blasted surface finish and identical geometry. *J Arthroplasty.* 2003;18 Suppl 1:95-102.
16. Rasquinha VJ, Ranawat C, Dua V, Ranawat AS, Rodríguez JA. A prospective, randomized, double-blind study of smooth versus rough stems using cement fixation. *J Arthroplasty.* 2004;19 Suppl 2:2-9.
17. Murphy BP, Prendergast PJ. On the magnitude and variability of the fatigue strength of acrylic bone cement. *Int J Fatigue.* 2000;22:855-64.
18. Alfaro-Adrián J, Gill HS, Murray DW. Should total hip arthroplasty femoral components be designed to subside?: a radiostereometric analysis study of the Charnley Elite and Exeter stems. *J Arthroplasty.* 2001;16:598-606.
19. Stefánsdóttir A, Franzen H, Johnson R, Ornstein E, Sundberg M. Movement pattern of the Exeter femoral stem: a radiostereometric analysis of 22 primary hip arthroplasties followed for 5 years. *Acta Orthop Scand.* 2004;75:408-14.
20. Crawford RW, Evans M, Ling RS, Murray D. Fluid flow around model femoral components of differing surface finishes: in vitro investigations. *Acta Orthop Scand.* 1999;70: 589-95.
21. Ebramzadeh E, Sangiorgio SN, Longjohn DB, Buhari CF, Dorr LD. Initial stability of cemented femoral stems as a function of surface finish, collar, and stem size. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86A:106-15.
22. Massin P, Astoin E, Lavaste F. Influence de la géométrie proximale et de l'état de surface des prothèses fémorales de hanche cimentées sur les contraintes dans l'os et le ciment. *Rev Chir Orthop.* 2003;89:134-43.

**Conflicto de intereses.** Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estemos afiliados.