

## INFLUENCIA DE LA POROSIDAD EN LA TENACIDAD A FRACTURA DE LOS CEMENTOS OSEOS

*polimetil metacrilato*

Vila, M.M., Planell, J.A.

Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica  
 Universidad Politécnica de Cataluña. E.T.S.I.I.B.  
 Diagonal, 647, -08028- BARCELONA

Resumen.- La influencia de la porosidad de los cementos óseos en su comportamiento mecánico ha sido largamente discutida en la literatura. Existen en la actualidad diferentes sistemas comerciales que permiten reducirla. El presente trabajo pretende estudiar su influencia en la tenacidad a fractura de dichos materiales. Para ello se han moldeado probetas de cemento preparado por métodos convencionales al aire y también al vacío. Mediante técnicas de metalografía cuantitativa se ha observado que preparando el cemento óseo al vacío, la fracción de volumen de poros no alcanza el 1%. Se ha demostrado asimismo que la tenacidad a la fractura de los cementos óseos es independiente de la porosidad que se obtiene al preparar el material al aire. Este hecho se ha interpretado en términos de los mecanismos de deformación y de la microestructura propia del material.

Abstract.- It has been discussed for a very long time the influence of porosity on the mechanical behaviour of acrylic bone cements. At present it is possible to find several commercial systems which claim to reduce it substantially. The aim of the present work is to study the influence of porosity upon fracture toughness. Different samples conventionally prepared material in contact with air and material prepared in vacuum have been moulded. It has been observed by means of quantitative metallography techniques that in acrylic bone cement prepared in vacuum, the volume fraction of pores never reaches 1%. It has been shown that fracture toughness of bone cements is independent of porosity produced when the material is prepared in contact with air. This fact has been interpreted in terms of the material own deformation mechanisms and microstructure.

## 1. INTRODUCCION

Los cementos óseos acrílicos, cuyo constituyente básico es el polimetilmetacrilato (PMMA), son materiales frágiles que se utilizan para la fijación de prótesis articulares al hueso vivo. Sus ventajas clínicas y su biocompatibilidad después de su polimerización y curado (1) siguen imponiendo su utilización a pesar de sus posibles inconvenientes mecánicos tales como su fractura y posterior aflojamiento del implante a medio o largo plazo. Es por ello que se hace necesario mejorar su microestructura y sus propiedades mecánicas.

Uno de los factores que se ha venido considerando que puede influir negativamente en el comportamiento mecánico de los cementos óseos es la porosidad que se produce durante su preparación en el quirófano (2,3). Se ha visto en la literatura que la porosidad obtenida en el quirófano puede alcanzar el 10%, mientras que para el material preparado en el laboratorio dicha fracción de volumen acostumbra a descender por deba-

jo del 5% (4,5). La formación de los poros se justifica a través de dos razones: por un lado, la técnica de preparación del material, consistente en mezclar manualmente sus dos componentes, el polvo de PMMA y el monómero líquido, produce aire ocluido, pudiendo dar lugar a la formación de poros de gran tamaño (superior a 100  $\mu\text{m}$ ), tal como se observa en la Fig. 1; y por otro, la evaporación del monómero en el interior del material durante la polimerización y posterior curado del mismo puede producir pequeñas burbujas en su interior.

Es un hecho conocido que la presencia de poros en materiales frágiles afecta sus propiedades elásticas y mecánicas (6,7,8), destacándose su efecto como concentradores de tensiones y por consiguiente influyendo en los procesos de nucleación y propagación de grietas. Cabe destacar, sin embargo, que algunos autores han constatado que en el caso de los cementos óseos, la porosidad no parece influir en su tenacidad a la fractura (9,10), lo cual debe implicar una discusión más profunda sobre el papel de los po-

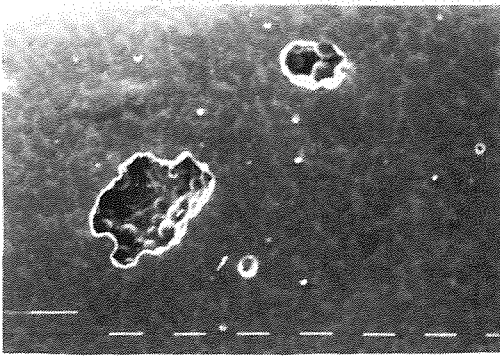


Fig. 1. Micrografía SEM de superficie pulida de cemento óseo acrílico preparado al aire. Poros de gran tamaño. Cada trazo blanco son 100  $\mu$ m.

ros en estos materiales.

El presente trabajo se centra en el estudio de la reducción de porosidad de los cementos óseos introduciendo una técnica de preparación en el vacío. Se ha determinado la porosidad del material preparado convencionalmente al aire y la del material preparado al vacío. Se han evaluado asimismo las propiedades mecánicas de dichos materiales con énfasis especial en su tenacidad a la fractura. Tanto la morfología de ambos materiales como sus superficies de fractura se han estudiado mediante microscopía electrónica de barrido.

2.MATERIALES Y METODO EXPERIMENTAL

El sistema de preparación del cemento al vacío y el cemento óseo Rostal han sido gentilmente donados por Industrias Quirúrgicas de Levante S.A. El sistema de preparación del cemento en vacío consiste en un recipiente de plástico de cierre hermético dotado de un agitador conectado a una bomba de aire que mediante efecto Venturi produce un moderado vacío en el interior del recipiente en el que se prepara el cemento. La fuente de aire utilizada ha sido un compresor que da una presión a la salida del calderín de 8 bars, equivalente a los sistemas de aire comprimido que pueden existir en cualquier quirófano. Por este sistema se prepararon varias dosis de cemento y se moldearon probetas de tracción, compresión y C.T. Se prepararon asimismo probetas similares por el método convencional al aire, (14).

Se midió la densidad aparente del cemento preparado al aire y al vacío en probetas C.T. y de compresión mediante la balanza de Morh según el Principio de Arquímedes. Mediante probetas de tracción y C.T. se evaluó la fracción de volumen de poros utilizando métodos de metalografía cuantitativa. La técnica consiste en el conteo de puntos coincidentes en una retícula con los poros existentes en una micrografía del material. Para ello se cortaron y pulieron cuatro fragmentos de cada tipo de probeta y de material (al aire y al vacío) los cuales posteriormente se observaron en el microscopio electrónico de barrido. De cada superficie observada se tomaron ocho fotografías diferentes al azar, a 80 aumentos cada una de ellas. Sobre cada fotografía se colocó 10 veces de forma aleatoria una retícula

de 49 puntos. Mediante el cómputo de poros coincidentes con puntos de la retícula en relación al número de puntos de la misma, se pudo evaluar la fracción de volumen de los mismos en cada tipo de probeta y de material. Dado que se trabajó con 128 micrografías (32 en probetas C.T. preparadas al aire, 32 en probetas C.T. preparadas al vacío, 32 en probetas de tracción preparadas al aire y 32 en probetas de tracción preparadas al vacío) se puede considerar válido el realizar un tratamiento estadístico de los resultados, con lo cual los valores de porosidad obtenidos se consideran representativos de cada una de las técnicas de preparación del cemento óseo empleadas.

Posteriormente se realizaron los ensayos de tracción, de compresión y se determinó la tenacidad a la fractura mediante las probetas C.T. Finalmente se estudiaron las superficies de fractura de las probetas C.T. en el microscopio electrónico de barrido.

3.RESULTADOS

En la Tabla I se exponen los resultados relativos a la medición de la densidad de las probetas C.T. y de compresión, tanto para las probetas moldeadas al vacío, como para las moldeadas al aire. Mientras que prácticamente no se observan diferencias en las probetas de compresión, en cambio se puede apreciar que las probetas C.T. preparadas al vacío son un 2% más densas que las preparadas al aire. Esta diferencia según el tipo de probeta se puede explicar por la distinta técnica de moldeo entre unas y otras. Las probetas de compresión se moldean de acuerdo con la norma ASTM F-451 donde se explicita que el molde debe consistir en un cilindro de acero inoxidable de 6mm de diámetro y 12mm de altura y que después de llenado el molde, este debe colocarse entre placas de vidrio que se comprimen entre los extremos de la probeta mediante el uso de un sargento. Por su parte, las probetas C.T. se moldean en un molde de PTFE de 29mm por 28mm, sobre placas de acero inoxidable también sujetas por abrazaderas en C de tornillo. Tanto la diferencia de tamaño de las probetas, la inyección del cemento en el molde, como la compresión ejercida durante el moldeo, deben influir en la porosidad final del material. En consecuencia, no es de extrañar que en el ca

TABLA 1. Valores de densidad en probetas de compresión y C.T. preparadas al aire y al vacío. Entre paréntesis se dan las desviaciones estándar para cada valor.

PROBETA	DENSIDAD (g/cm <sup>3</sup> )	
	Mezcla Aire	Mezcla Vacío
Compresión	1,240 (0,01)	1,239 (0,013)
C.T.	1,214 (0,02)	1,234 (0,006)

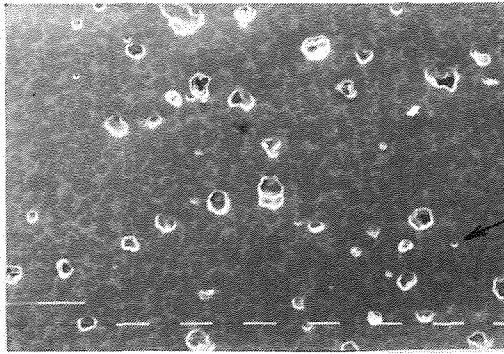


Fig. 2. Micrografía SEM de una superficie pulida de una muestra preparada al aire. Cada trazo blanco representa 100  $\mu\text{m}$ .

so de las probetas de compresión no existan diferencias apreciables en la densidad tanto si se prepara el material al aire ó al vacío.

A partir de cuatro probetas de tracción y cuatro C.T. preparadas al aire así como cuatro probetas de tracción y cuatro C.T. preparadas al vacío se cortaron fragmentos que posteriormente pulidos y recubiertos de una capa de oro se observaron en el microscopio electrónico de barrido. La Fig. 2 muestra el aspecto general de una probeta preparada al aire donde se observa la presencia de un gran número de poros, muchos de los cuales parecen haberse formado por falta de adhesión entre la matriz de monómero polimerizado y las partículas de PMMA originales del cemento. Cabe destacar asimismo la presencia de pequeños poros de forma esférica en el interior de las partículas de PMMA. Estos poros son consustanciales con el propio material ó polvo original del cemento óseo y se deben al sistema de obtención del mismo consistente en una polimerización por emulsión. En la Fig. 3 puede observarse una ampliación de un poro formado entre matriz y partícula. Este tipo de poro y el formado por una burbuja de aire ocluido son los que el sistema de preparación al vacío puede eliminar.

Por su parte, las Figs. 4 y 5 muestran el aspecto del material preparado al vacío. Merece destacarse el hecho de que en este material no aparecieron poros de grandes dimensiones debidos a

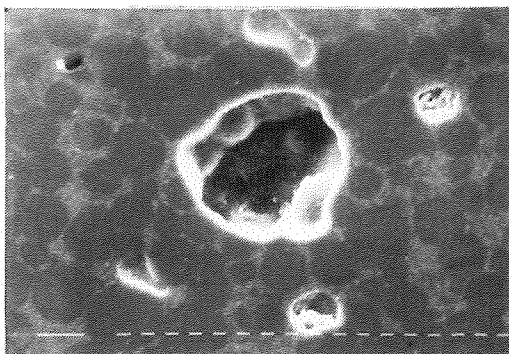


Fig. 3. Detalle de un poro en un cemento óseo preparado al aire. Obsérvese la estructura de partículas de PMMA en su interior. Cada trazo blanco representa 10  $\mu\text{m}$ .

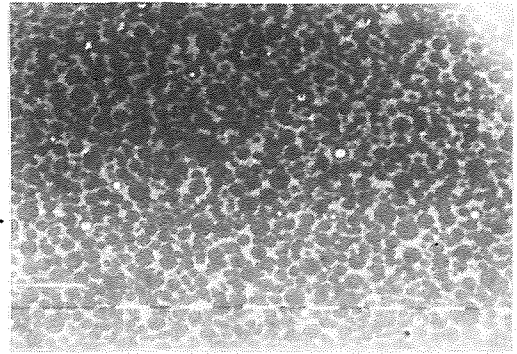


Fig. 4. Microestructura de una probeta preparada al vacío. Cada trazo blanco representa 100  $\mu\text{m}$ .

aire ocluido. Asimismo, la presencia de poros de menor tamaño entre matriz y partículas era muy baja ó incluso prácticamente nula. Únicamente debe señalarse la presencia de poros de hasta 50  $\mu\text{m}$  en el interior de las partículas de PMMA tal como muestra la Fig. 5.

La Tabla 2 muestra los valores obtenidos de la fracción de volumen de porosidad expresada en tanto por ciento y medida por métodos de metalografía cuantitativa, tanto para probetas de tracción como para probetas C.T.. Se aprecia aquí que la porosidad de las probetas preparadas al vacío es aproximadamente cinco veces inferior a la de las probetas preparadas al aire. Asimismo se observa que la porosidad de las probetas de tracción es en cada caso del orden de dos veces superior a la de las probetas C.T. Esta diferencia entre un tipo y otro de probetas puede interpretarse como en el caso de las de compresión y las C.T., es decir, la diferencia de tamaño y geometría así como de tensiones compresivas ejercidas durante el moldeo inducen esta importante diferencia en la porosidad. Finalmente, resaltar que el bajo vacío que se alcanza con el sistema utilizado es suficiente como para reducir la porosidad a valores inferiores al 1% incluso en el caso de las probetas más desfavorables como son las de tracción. Debe señalarse que en ningún caso se ha discriminado el tipo de poro, contándose en todos los casos los propios del material en el interior de las partículas de

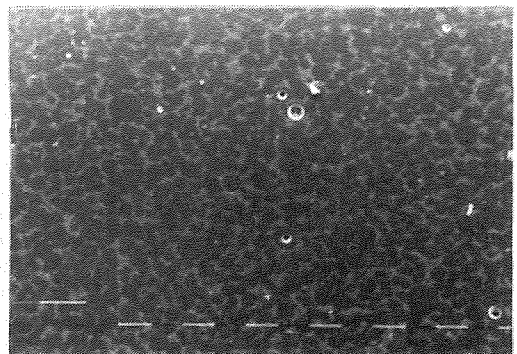


Fig. 5. Microestructura de una probeta de cemento óseo preparada al vacío. Sólo se observa la presencia de poros existentes previamente en el interior de las partículas. Cada trazo blanco representa 100  $\mu\text{m}$ .

TABLA 2. Volumen de porosidad en probetas C.T. y de tracción preparadas al aire y al vacío. Valores medios. Entre paréntesis se dan las desviaciones estandar de cada valor.

PROBETA	POROSIDAD (%)	
	Mezcla Aire	Mezcla Vacío
C.T.	2,3 (2,2)	0,4 (0,1)
Tracción	4,6 (1,9)	0,9 (0,7)
	3,4 (2,3)	0,7 (0,5)

PMMA.

En la Tabla 3 se exponen los resultados obtenidos en los ensayos de tracción (módulo elástico  $E_t$ ) y de compresión (módulo elástico,  $E_c$  y resistencia,  $\sigma_c$ ), así como la tenacidad a la fractura mediante probetas C.T. ( $K_{Ic}$ ) tanto para el material preparado al aire como para el preparado al vacío. Cabe destacar que la tenacidad a la fractura parece ser independiente de la porosidad. Por su parte el módulo elástico a compresión parece ser el parámetro más sensible a la disminución de la porosidad al mostrar un aumento del 44%. Puede observarse así mismo que la resistencia a compresión es prácticamente insensible al sistema de preparación del material.

Al estudiar las superficies de fractura de las probetas C.T. para los dos tipos de materiales no se observaron diferencias sustanciales. Las Figs. 6 y 7 muestran respectivamente una superficie de fractura de una probeta preparada al aire y al vacío. Puede observarse la presencia de pequeños poros rodeados de matriz de monómero polimerizado y partículas de PMMA. El aspecto general es muy parecido al del material preparado al vacío, consistente en una fractura frágil caracterizada por partículas de PMMA rotas en planos paralelos al de la grieta y sin descohesión entre partículas y matriz. En ambos casos la grieta ha avanzado de forma plana en el propio plano de la grieta.

TABLA 3. Propiedades Mecánicas y Tenacidad a la Fractura del cemento óseo preparado al aire y al vacío. Entre paréntesis se dan las desviaciones estandar de cada valor.

	$E_c$ (GPa)	$\sigma_c$ (MPa)	$E_t$ (GPa)	$K_{Ic}$ (MPam <sup>1/2</sup> )
Mezcla Aire	1,30 (0,29)	87,90 (12,02)	2,50 (0,17)	1,42 (0,11)
Mezcla Vacío	1,87 (0,22)	87,19 (2,80)	2,84 (0,43)	1,41 (0,03)

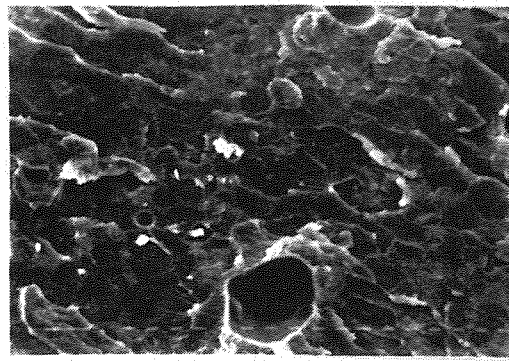


Fig. 6. Superficie de fractura de una probeta preparada al aire donde se observa la presencia de poros. La grieta ha avanzado plana fracturando a su paso las partículas de PMMA. Cada trazo blanco representa 10  $\mu$ m.

4.DISCUSION

Previo a la propia discusión de resultados parece necesario elaborar un racional que intente explicar la secuencia de formación de los poros en el cemento óseo, a partir de las microestructuras estudiadas. Debe destacarse en primer lugar que la porosidad por aire ocluido y por falta de adhesión entre la matriz y el polvo ó partículas de PMMA no es en si misma fruto de un defecto en la preparación del material, sino que se debe a la propia técnica de preparación del mismo. La filosofía microestructural del material consiste en tener partículas de polimetilmetacrilato enlazadas a una matriz de metilmetacrilato polimerizado. Ello significa que el líquido debe mojar totalmente a la partícula en orden a que esta se hinche superficialmente y el líquido pueda difundirse entre las cadenas de PMMA de la partícula. Luego, en la etapa de polimerización se podrán formar cadenas de monómero polimerizado enmarañadas con las cadenas de PMMA de la partícula. Esta es la base de una buena adhesión partícula-matriz. Para que este proceso tenga lugar, es necesario que el polvo no esté compactado, ó lo que es lo mismo, que

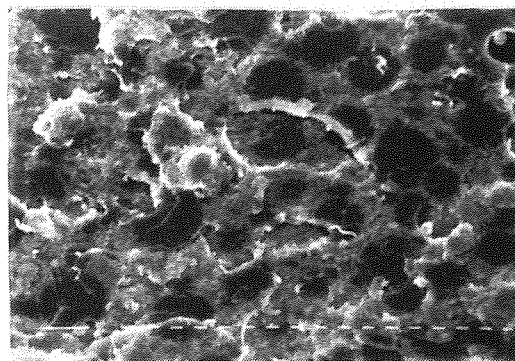


Fig. 7. Superficie de fractura de una probeta preparada al vacío. El aspecto es muy similar a la Fig. 6, observándose las partículas de PMMA firmemente adheridas a la matriz. Cada trazo blanco representa 10  $\mu$ m.

tenga aire ocluido. En estas condiciones, al entrar en contacto polvo y líquido, y al remover mediante una espátula, se conseguirá que este al cace a mojar en gran medida las partículas de PMMA en el corto intervalo de tiempo que debe transcurrir entre el inicio de la mezcla y el fraguado. Esto tiene dos implicaciones: en primer lugar, al remover con la espátula en orden a producir una mezcla homogénea y dada la elevada viscosidad de la mezcla, se introduce aire en la misma, lo cual produce los grandes poros de aire ocluido; en segundo lugar, si el mojado no llega a ser uniforme, queda aire ocluido, existente inicialmente en el polvo, y por tanto se producen poros por falta de contacto entre partículas y matriz. Finalmente, la evaporación de monómero no polimerizado todavía durante el fraguado, a causa de la elevada temperatura que alcanza el material, contribuirá también a la producción de poros en la matriz del material.

En estas condiciones, el interés por reducir la porosidad lleva a utilización de técnicas tales como la presurización del cemento en estado pastoso ó su preparación al vacío ó mediante centrifugación (4,5 y 11). El efecto de la presurización en la reducción de la porosidad se ha podido comprobar tanto en las probetas de compresión, para las que la densidad es igual tanto si se preparan al aire como si se preparan al vacío, como al comparar la porosidad de las probetas de tracción y C.T.: la menor presurización de las probetas de tracción da como resultado siempre una mayor porosidad que las C.T., tal como indica la Tabla 2. En cuanto a la porosidad en la preparación al vacío, inferior al 1% en todos los casos, es comparable a la que aparece en la literatura (4,5). El que la disminución de la porosidad no juegue un papel importante en la tenacidad a la fractura es también un hecho comprobado (9).

Dadas la naturaleza y la microestructura del material, se hace necesario especular en diferentes direcciones en orden a interpretar este hecho. Si se calcula el defecto intrínseco crítico del material para que se produzca la fractura a tracción en una placa infinita ( $K_{IC} = \sqrt{2a\sigma_c}$ ) tomando como resistencia a la tracción un valor medio de la literatura (2) de 35 MPa, se obtiene un defecto de  $2a=1,03\text{mm}$ . Esto significa que los poros existentes en el material preparado al aire, incluso los correspondientes a aire ocluido que como máximo alcanzan  $500\ \mu\text{m}$  de diámetro, no tendrán ningún efecto sobre la tenacidad del cemento óseo. El defecto deberá formarse y alcanzar el diámetro de  $1\text{mm}$  antes de que se produzca la fractura.

La producción del defecto crítico podría intentar razonarse por los mecanismos de crazing existentes en el PMMA. Sin embargo, los valores que da la literatura (12) no superan diámetros de  $0,6\text{mm}$ . En consecuencia, debe pensarse que este no es el único mecanismo que actúa. Dada la microestructura del material consistente en partículas de PMMA aglomeradas por una matriz de monómero polimerizado, es posible pensar en un modelo de matriz de polímero reforzada por partículas. Parece demostrado (13) que el defecto intrínseco crítico en este tipo de modelo, crece con la fracción de volumen de partículas. En

este caso, donde la fracción de volumen de partículas de PMMA en el cemento óseo es del orden del 75%, y comparando con los resultados mencionados (13) obtenidos para un diámetro medio de partículas de  $50\ \mu\text{m}$ , idéntico al de las partículas de PMMA, resulta un diámetro de defecto intrínseco crítico comparable cuando se considera que existe una fuerte adhesión entre las partículas y la matriz. En consecuencia, debe considerarse que es el efecto combinado del crazing y de la interacción de partículas de PMMA-matriz de monómero polimerizado el que puede explicar la independencia de la tenacidad a la fractura con respecto a la porosidad.

#### 5. AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente trabajo agradecen la financiación recibida de la CAICYT a través del proyecto de investigación PA0320-85, la donación del cemento óseo Rostal y del sistema de preparación del mismo en vacío a Industrias Quirúrgicas de Levante S.A. Asimismo agradecer al Dr. A. Martínez Benasat el habernos dedicado su tiempo en provechosas discusiones.

#### 6. REFERENCIAS

- (1) Charnley, J. (1970) "Acrylic cement in Orthopaedic Surgery". Williams and Wilkins Baltimore.
- (2) Saha, S. y Pal, S. (1984) "Mechanical properties of bone cement: A review". J. Biomed. Mat. Res., **18**, 435.
- (3) Lautenschlager, E.P., Stupp, S.I. y Keller, J.C. (1984) "Structure and properties of acrylic bone cement". En Functional behaviour of orthopaedic biomaterials. Vol. II: Applications. Eds. P. Ducheyne and G.W. Hastings, CRC Press Boca Raton, Florida.
- (4) Schreurs, B.W., Spierings, P.T.J., Huiskes, R. y Slooff, T. (1988) "Effects of preparation techniques on the porosity of acrylic cements" Acta Orthop. Scand., **59** (4), 403.
- (5) Lindén, U. (1988) "Mechanical versus manual mixing of bone cement" Acta Orthop. Scand., **59** (4), 400.
- (6) Krstic, V.D. y Erickson, W.H. (1987) "A model for the porosity dependence of Young's modulus in brittle solids based on crack opening displacement" J. Mater. Sci., **22**, 2881.
- (7) Isida, M. y Nemat-Nasser, S. (1987) "On mechanics of crack growth and its effects on the overall response of brittle porous solids" Acta. Met., **35**, 2887.
- (8) Jmmis, C.G. y Ashby, M.F. (1986) "The failure of brittle porous solids under compressive stress states" Acta Met., **34**, 511.

- (9) Chandler, D., McKellop, H., Narayan, S. y Sarmiento, A. (1988) "Effect of porosity on fracture toughness of PMMA surgical cement" Proceedings de The third world Biomaterials Congress, 329, Kyoto, Japón.
- (10) Wang, C.T. y Pilliar, R.M. (1989) "Fracture toughness of acrylic bone cements" J. Mater. Sci., 24, 3725.
- (11) Lautenschlager, E.P., Menis, D.L., Wixon, R.L. y Wajda, E. (1988) "Fatigue crack testing of vacuum and regular mixed Simplex-P" Proceedings de The third world Biomaterials Congress, 331, Kyoto, Japón.
- (12) Berry, J.P. (1972) "Fracture VII", Ed. H. Liebowitz, Academic Press, New York.
- (13) Martinez, A.B. y Heredia, A.B. (1989) "Fractura de materiales compuestos con partículas rígidas" Anales de Ingeniería Mecánica. Año 7, Vol. 2, 57.
- (14) Vila, M.M., Silvestre, A. y Planell, J.A. (1989), "Tenacidad de fractura de cementos óseos", Actas del VI Encuentro del Grupo Español de Fractura, 5, Sevilla.