

CONDICIONES DE SUJECIÓN EN EL ENSAYO A FATIGA DE IMPLANTES DENTALES

J.M. Ayllón, C. Navarro* y J. Domínguez

Departamento de Ingeniería Mecánica y de los Materiales, Escuela Superior de Ingenieros. Camino de los Descubrimientos s/n, 41092, Sevilla, España.

*E-mail: cnp@us.es

RESUMEN

En este artículo se estudia el sistema de fijación de implantes dentales empleado en los ensayos de fatiga realizados para su cualificación. Según la norma UNE-EN ISO 14801 se permiten varias opciones, por ejemplo embebidos en un soporte o mediante algún tipo de mordaza mecánica. Sin embargo, ensayos a fatiga muestran que la vida puede depender del tipo de fijación. En este artículo se quiere determinar la influencia de la sujeción del implante en el ensayo a fatiga tanto de forma experimental como teórica. Para el cálculo teórico se ha realizado un modelo de elementos finitos del implante y su sujeción con el que se puede simular el comportamiento a fatiga. Con este modelo se obtiene la distribución de tensiones necesaria para estimar la vida de iniciación y el factor de intensidad de tensiones para calcular la vida de propagación. Esto permite aplicar un modelo de estimación de la vida a fatiga combinando las fases de iniciación y propagación.

ABSTRACT

This paper studies the fixture of dental implants used in fatigue tests for its qualification. The standard UNE-EN ISO 14801 allows for different options, for example embedded in a support or with mechanical grips. However, fatigue tests show that the fatigue life can depend on the type of fixation. This paper tries to determine the influence of the fixation mechanism on fatigue life experimentally and theoretically. For the theoretical calculus a finite element model has been developed to obtain the stresses used in the initiation phase and the stress intensity factor used in the propagation phase. This allows combining the initiation and propagation phases of the crack to estimate the total fatigue life.

PALABRAS CLAVE: Fatiga, Implantes dentales, Titanio.

1. INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales se ven sometidos durante su vida a muchos ciclos de carga, principalmente los producidos durante la masticación. Debido a la fatiga pueden llegar a romperse, teniendo consecuencias graves desde el punto de vista clínico. Aunque esto no suele ocurrir, cada implante nuevo que se diseña se tiene que evaluar en cuanto a su resistencia a fatiga. Para ello existen unos ensayos normalizados. La norma utilizada a este fin en España es la UNE-EN ISO 14801 [1]. En ella se dice que hay que realizar una serie de ensayos de fatiga con distintos niveles de carga, cada vez de menor valor hasta conseguir que en un mismo nivel de carga haya tres ensayos de duración superior a 5 millones. La norma describe cómo aplicar la carga y también varias formas de sujetar el implante para el ensayo. En concreto se dice que se debe fijar en un dispositivo de anclaje fijo o

usando un material de incrustación. En este último caso dicho material debe tener un módulo de elasticidad mayor de 3 GPa. También se dice que el dispositivo de anclaje no puede deformar la muestra. Aunque no se especifica, se entiende que quiere decir que no se deforme de forma permanente. En la literatura no se ha encontrado ningún trabajo donde se analice el efecto de la sujeción sobre la vida a fatiga. En el caso de que la hubiere podría tener consecuencias importantes para la validación de los implantes según la norma. Por esta razón se considera importante analizar su posible efecto. Para ello se han realizado distintos ensayos y simulaciones numéricas.

El proceso de fallo por fatiga de estos implantes en principio se puede dividir en dos fases: iniciación y propagación de una grieta. En los casos prácticos donde se pueda asimilar que desde el principio hay defectos

suficientemente grandes se podrá despreciar la fase de iniciación [2]. En otros se supondrá que casi toda la vida se emplea en iniciación [3]. Un modelo muy difundido es el de las distancias críticas, donde se evalúan las tensiones en el concentrador a una cierta profundidad para estimar el límite de fatiga [4] o incluso para estimar la vida [5]. Otros modelos de predicción combinan la iniciación y propagación de grietas [6,7].

El modelo de predicción de vida utilizado en este trabajo se ha usado anteriormente con éxito en varios tipos de ensayos donde hay gradiente de tensiones: fretting fatiga con contacto cilíndrico, esférico, en la fatiga de una placa con agujero [8,9] y en implantes [10]. Este modelo combina las fases de iniciación y propagación sin definir a priori dónde termina una y empieza la otra. Además no plantea ningún problema a la hora de aplicarlo a piezas tan pequeñas como los implantes.

2. CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL

El material empleado en este estudio es titanio comercialmente puro de grado 4. Se trata de una fase α con un contenido en oxígeno del 0.4% en peso y un tamaño de grano de 20 micras. Este material está siendo actualmente utilizado en la fabricación de implantes en general y está sustituyendo al Ti-6Al-4V por carecer de elementos aleantes que pudieran resultar dañinos para el organismo como es el caso del vanadio. Los implantes ensayados fueron proporcionados por la empresa Galimplant®.

En la literatura existen pocos datos sobre este titanio por lo que se han usado los obtenidos en un trabajo anterior [11]. La resistencia a la tracción, $\sigma_u = 807$ MPa, y el límite elástico, $\sigma_y = 775$ MPa, se obtuvieron a partir de ensayos en el laboratorio. El módulo de Young, E , es 104.5 GPa.

Los implantes analizados se pueden dividir en dos grupos, grupo A y grupo B. La diferencia entre los dos es el tratamiento superficial, un proceso importante porque de él depende en gran medida la capacidad de osteointegración de dichos implantes y sus propiedades de fatiga [12]. El grupo A ha sido sometido a un tratamiento consistente en un arenado con óxido de aluminio y un posterior grabado ácido. El tratamiento del grupo B se diferencia del anterior en que el grabado ácido se aplica tres veces. Este tratamiento afecta a las propiedades de iniciación de grietas pero no parece afectar a la propagación, ya que la profundidad a la que llega el tratamiento es despreciable. En el grupo A todos los ensayos se hicieron sujetando el implante con una mordaza de cobre. Del material y tratamiento del grupo A se conoce su curva de fatiga, Fig. 1 [13]. En esta figura se muestran dos curvas, una con el titanio sin tratamiento superficial y otra con el mismo tratamiento superficial aplicado a los implantes. Se observa cómo

dicho tratamiento reduce la resistencia a fatiga, principalmente para vidas largas. La reducción del límite de fatiga es aproximadamente de un 12%. En el modelo de predicción de vida ha de usarse la curva de las probetas con tratamiento.

Del material y tratamiento del grupo B no se tiene la curva de fatiga por lo que no se podrán hacer cálculos de vida en este caso. Este grupo de implantes pertenece a un lote posterior, con la misma geometría, al que se le aplicó un tratamiento superficial distinto. Como ya se verá, esto mejoró la vida a fatiga de los implantes. Este grupo de implantes se ensayó con dos tipos de cogida. Un tipo de sujeción era el mismo que el utilizado con el grupo A de implantes. En el otro tipo de cogida el implante era roscado a una pieza de metacrilato.

En la propagación se utilizarán las propiedades del crecimiento de grieta de una aleación Ti-6Al-4V obtenidas previamente [10]. Las constantes utilizadas son $C = 1.8 \cdot 10^{-13}$ y $n = 5$, para la velocidad en metros/ciclo, el factor de intensidad de tensiones en $\text{MPa m}^{0.5}$ y $R = 0.1$.

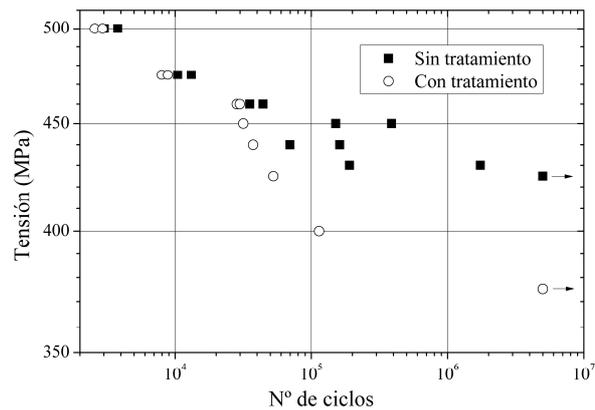


Fig. 1. Curvas de fatiga del titanio puro grado 4 con y sin tratamiento superficial.

3. ENSAYOS DE IMPLANTES

En este apartado se muestran los implantes ensayados, los tipos de cogida y los resultados obtenidos en los ensayos de fatiga sobre los mismos. La Fig. 2 muestra la geometría del implante ensayado. En la Fig. 3 se muestran los dos tipos de cogida. En el primer caso el implante se rodea de un casquillo de cobre al que se le ha practicado una ranura en un lateral. Posteriormente se le aplica una fuerza a través de dos piezas y unos tornillos. El casquillo de cobre se coloca por ser más blando que el acero con la intención de no dañar la rosca del implante. En el segundo tipo de cogida el implante va embebido en una pieza de metacrilato. Para conseguirlo se hace un taladro en la pieza de metacrilato de un diámetro inferior al diámetro exterior del implante. Posteriormente se calienta ligeramente el metacrilato mientras se "rosca" el implante. Con esto se facilitaba la inserción y que el metacrilato llenara los

huecos entre filetes. El metacrilato usado tiene un módulo de Young de 3.3 GPa con lo que se considera que cumple con las especificaciones de la norma.



Fig. 2. Geometría del implante ensayado.

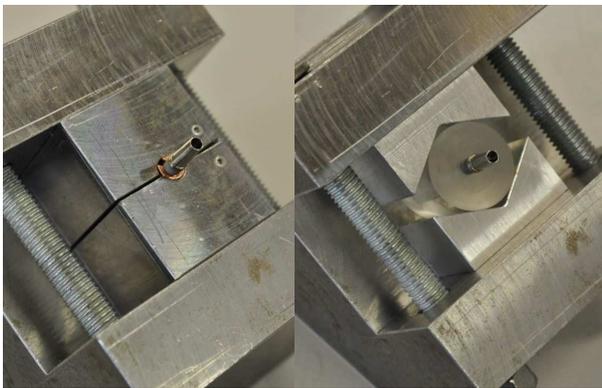


Fig. 3. Tipos de sujeción de implante ensayados: izq. cobre; der. metacrilato.

La Fig. 4 muestra la forma de aplicación de la carga. Ésta se aplica según la norma UNE-EN ISO 14801, donde se especifica que la fuerza ha de aplicarse formando un ángulo de 30 grados respecto al eje del implante y que el coeficiente de asimetría de la carga sea $R = 0.1$. Los ensayos se realizaron a una frecuencia de 10 Hz.

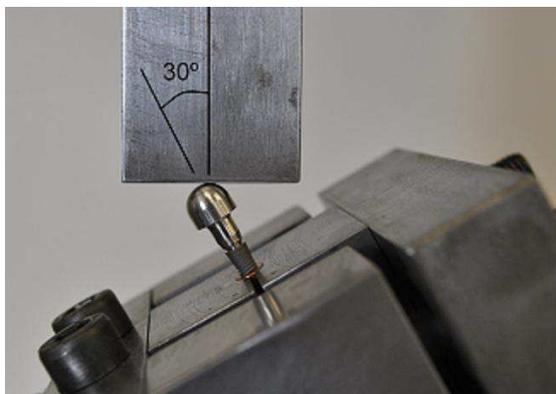


Fig. 4. Montaje del ensayo del implante.

4. MODELO NUMÉRICO

El modelo numérico del implante ha sido realizado en ANSYS. El objetivo de este modelo numérico es obtener las tensiones y deformaciones en el implante así como el factor de intensidad de tensiones a lo largo del camino de la grieta. El factor de intensidad de tensiones se ha obtenido también a partir del modelo de elementos finitos pero de dos formas distintas, una para cuando la grieta es pequeña, hasta 0.1 mm, y otra a partir de ahí. Cuando la grieta es pequeña se ha dejado que el propio ANSYS introduzca una grieta semielíptica plana en el fondo de la rosca y la malle. Sin embargo, cuando la grieta crece ya no se puede considerar plana. Los extremos por ejemplo van siguiendo el fondo de la rosca por lo que se puede considerar que la superficie tiene forma helicoidal. Para estudiarla, la grieta se ha introducido en el modelo sólido y luego se ha mallado y resuelto con ANSYS. De esta forma el mallado es peor y la evolución del factor de intensidad de tensiones calculado en el frente de grieta más irregular.

En el modelo del implante, Fig. 5, el contacto entre el miembro hemisférico de carga y el pilar, así como el del pilar con el cuerpo del implante se ha modelado mediante un contacto tipo "bounded". El mismo tipo de contacto se ha utilizado para las crestas del roscado externo del cuerpo del implante con el cobre o metacrilato. Se ha realizado un refinamiento de la malla en la zona de iniciación de la grieta, donde el tamaño de los elementos es de 6 micras.

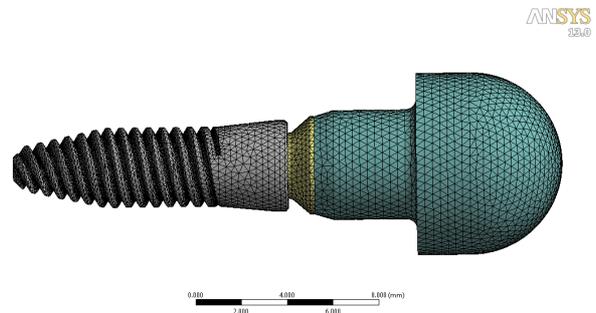


Fig. 5. Modelo del implante.

El modelo es elastoplástico en la zona alrededor del lugar de iniciación de la grieta, siendo elástico en el resto. Se comprobó que en la zona limítrofe entre las dos el nivel de tensiones estaba dentro del régimen elástico, por lo que no se producían saltos bruscos de la tensión. La plasticidad se modeló mediante una ley multilínea de endurecimiento cinemático, obteniendo las propiedades de un ensayo realizado en el laboratorio.

La Fig. 6 muestra la distribución de la tensión de von Mises en la zona de la rosca. Hay que tener en cuenta que el implante, zona gris en la Fig. 5, es hueco y tiene una rosca interior. Por esta razón la distancia que recorrerá la grieta es tan pequeña.

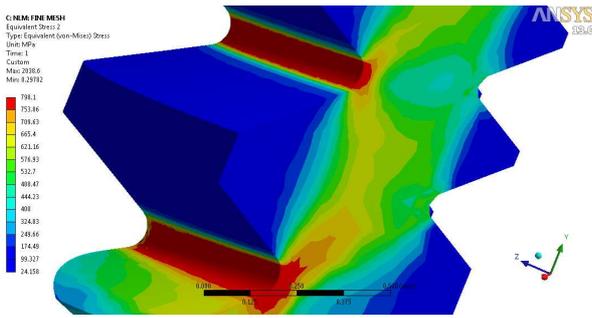


Fig. 6. Distribución de tensiones en el fondo de la rosca.

La evolución de las tensiones y del factor de intensidad de tensiones cambia con las condiciones de contorno. En la Fig. 7 se puede ver la distribución de la tensión normal máxima cuando se aplica una fuerza de 220 N en el caso del modelo elasto-plástico, con la sujeción de cobre y con la de metacrilato. Esto afectará al factor de intensidad de tensiones, como se puede ver en la Fig. 8 para el mismo valor de la carga. En la Fig. 7 también se observa una plastificación en el fondo de la rosca y que la influencia del concentrador de tensiones llega hasta una profundidad de unas 100 micras.

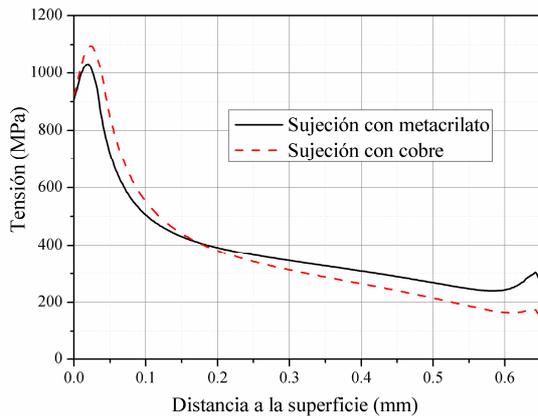


Fig. 7. Evolución de las tensiones a lo largo del camino que sigue la grieta. $F = 220$ N.

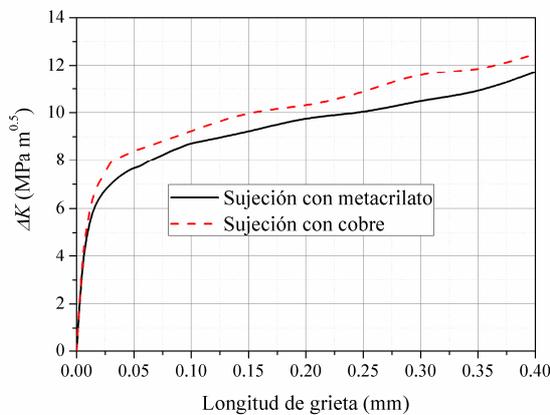


Fig. 8. Factor de intensidad de tensiones para el ensayo con $F = 220$ N.

5. MODELO TEÓRICO

En este trabajo se usa un modelo para la predicción de vida ya usado con anterioridad en este tipo de geometría [11] y que está basado en otro propuesto por los autores [9]. Tiene la característica de que combina las fases de iniciación y de propagación, pero sin tener que definir previamente la longitud de grieta donde termina la iniciación y comienza la propagación. Cada fase se analiza por separado. La fase de iniciación se analiza determinando el número de ciclos necesarios para que se genere una grieta de longitud a . Dicho número se calculará a partir de las tensiones a lo largo del camino que sigue la grieta y de una curva de fatiga $\epsilon-N$ que se detallará más adelante. El resultado es una curva, $a - N_p$, que representa los ciclos necesarios para originar una grieta de longitud a . En la fase de propagación se calcula el número de ciclos que tarda en propagarse una grieta desde cualquier longitud a hasta la rotura utilizando la mecánica de la fractura. Para ello se integra la ley de crecimiento desde cada longitud de grieta, a , hasta la rotura, obteniéndose la curva $(a - N_p)$. La suma de estas dos curvas daría la vida total en función de qué valor se tome de la longitud de grieta que separa las fases de iniciación y propagación.

5.1. Fase de iniciación

Para el estudio de la fase de iniciación primero se obtienen unas curvas que proporcionan el número de ciclos necesario para llegar a tener una grieta de un cierto tamaño en una pieza sin entalla. Habrá una curva asociada a cada tamaño de grieta. Estos valores se obtienen restando los ciclos de propagación de la curva de fatiga que da el número de ciclos hasta el fallo. A estas curvas, $\epsilon - N |_{a_i}$, se les llamará curvas de iniciación.

Estas curvas se pueden aplicar a una pieza con un estado multiaxial de tensiones y gradiente de tensiones haciendo un par de salvedades. En primer lugar, es necesario un criterio de fatiga multiaxial, en este caso se empleará el de Fatemi-Socie [14]. Posteriormente se calcula el parámetro de Fatemi-Socie (FS) para cada nivel de deformación en las curvas de iniciación, $\epsilon - N_i |_{a_i}$, obtenidas anteriormente. Con esto se construyen las nuevas curvas $FS - N_i |_{a_i}$. Por otro lado, la tensión disminuye rápidamente con la profundidad cuando hay una entalla, desde un máximo en la superficie. La vida de iniciación estimada será una u otra en función de dónde se evalúe el parámetro de daño utilizado, FS en este caso. La opción que se considera más apropiada es calcular el FS medio entre la superficie y la longitud de grieta a_i , y con él entrar en la curva $FS - N_i |_{a_i}$ y obtener el número de ciclos necesario para generar una grieta de longitud a_i . Esta hipótesis supone que se considera que para cada longitud de iniciación, a igualdad de valor medio del

parámetro de daño, se producirá igualdad de vida para generar dicha grieta, independientemente de que las tensiones se distribuyan uniformemente o exista un gradiente importante.

5.2. Fase de propagación

Para la fase de propagación se emplea la mecánica de la fractura. La ley de crecimiento utilizada trata de modelar también el crecimiento de grietas pequeñas dado que la longitud de iniciación definida puede ser del orden de micras. La forma de hacerlo es introduciendo un umbral de crecimiento modificado en función de la longitud de grieta [9]:

$$\frac{da}{dN} = C \left[\Delta K^n - \left(\Delta K_{th\infty} \cdot \left(\frac{a^f}{a^f + a_0^f - l_0^f} \right)^{1/2f} \right)^n \right] \quad (1)$$

donde $\Delta K_{th\infty}$ es el umbral de crecimiento de grieta larga, f es un parámetro que de forma general se toma igual a 2.5 [15], l_0 es la distancia típica hasta la primera barrera microestructural y a_0 es la llamada constante de El Haddad:

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \left(\frac{\Delta K_{th\infty}}{\Delta \sigma_{FL}} \right)^2 \quad (2)$$

siendo $\Delta \sigma_{FL}$ el límite de fatiga. El factor que multiplica al umbral de crecimiento de grieta larga en la ecuación (1) proviene de la aproximación teórica al diagrama de Kitagawa-Takahashi, en el que se representa la tensión umbral en función de la longitud de grieta.

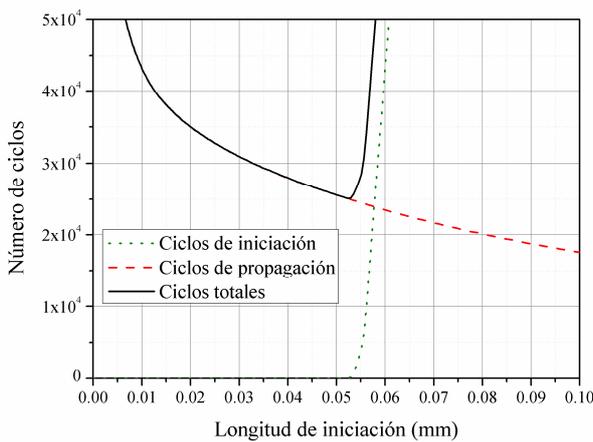


Fig. 9. Aplicación del modelo de predicción en el ensayo con $F = 220$ N.

5.3. Combinación de la iniciación y propagación

Una vez que se han obtenido las dos curvas mencionadas ($a - N_p$ y $a - N_i$), representadas en la Fig. 9 para el ensayo con $F = 220$ N, se suman las dos obteniéndose una curva que representa la vida total en

función del valor que se tome para la longitud de iniciación. El mínimo se toma como la vida a fatiga y el punto donde se produce el mínimo se toma como la longitud de iniciación. La ventaja del modelo usado es que no hay que tomar una decisión sobre cuándo termina una fase y empieza la otra.

6. ESTIMACIÓN DE VIDA Y COMPARACIÓN DE RESULTADOS

En la Fig. 10 se muestran los resultados de los ensayos a fatiga en implantes, junto con las predicciones teóricas utilizando el modelo explicado en el apartado anterior.

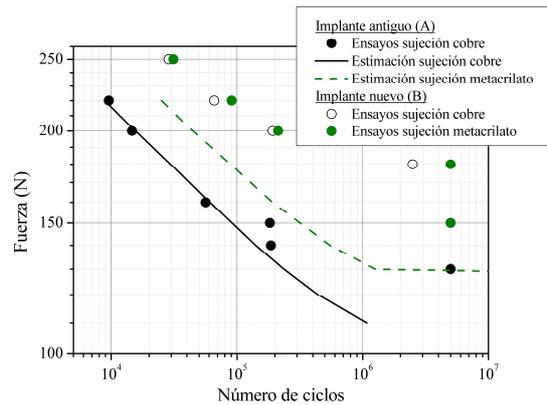


Fig. 10. Ensayos de fatiga en implantes y estimaciones teóricas.

Por un lado se muestran los ensayos realizados con el grupo A y las estimaciones de vida suponiendo que el agarre es con la mordaza de cobre, mostrando una gran coincidencia. También se incluye en línea de trazos la predicción de vida que se obtiene si en el modelo de elementos finitos se sustituye la mordaza de cobre por el metacrílico. Se observa que la vida aumenta en un factor de 2.5 aproximadamente. Desgraciadamente esto no se pudo comprobar experimentalmente. La pendiente de la curva estimada es prácticamente igual a la de los ensayos. Es importante resaltar que todo el proceso de iniciación y propagación de grieta tiene lugar en menos de medio milímetro y que el modelo es capaz de reflejarlo de forma aceptable.

Por otro lado, se muestran los ensayos experimentales con el grupo B de implantes, los cuales fueron ensayados tanto con metacrílico como con la mordaza de cobre. Teniendo en cuenta los resultados descritos en el párrafo anterior la vida obtenida con los implantes embebidos en el metacrílico debería ser mayor, sin embargo apenas se nota diferencia. En este caso no se pudo hacer una estimación teórica porque no se disponía de la curva de fatiga del titanio con el tratamiento superficial que llevaban estos implantes.

En la Fig. 11 se muestra la longitud de iniciación en función de la vida estimada para los implantes del grupo A. Aunque no se representa, la vida de iniciación

representa, en los casos de vidas altas, menos del 5% de la vida total y prácticamente 0% para las vidas más cortas. Esto quiere decir que en el caso concreto de estos implantes, la concentración de tensiones es tan alta que se podría despreciar la fase de iniciación frente a la de propagación. Sin embargo, esto es algo que sólo se puede determinar una vez obtenidos los resultados del modelo empleado.

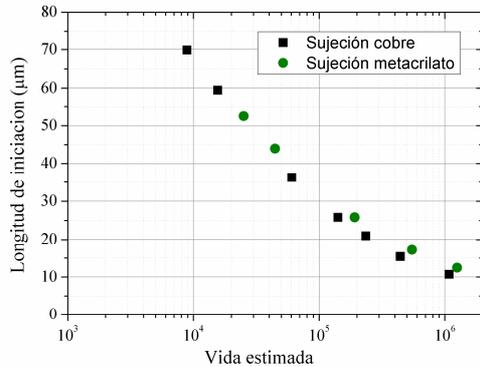


Fig. 11. Longitud de iniciación frente a vida estimada en el grupo A de ensayos.

7. CONCLUSIONES

Este primer estudio sobre la influencia del método de sujeción en los ensayos de implantes dentales no aporta de momento una respuesta definitiva. Los resultados experimentales parecen decir que no hay diferencia entre los dos métodos escogidos mientras que el modelo de predicción de vida indica que sí influye la forma de sujeción. Para responder mejor a la pregunta planteada habrá que realizar más ensayos, ya sea en implantes o en piezas con geometrías similares.

El tratamiento superficial dado en los implantes parece influir en gran medida en la vida a fatiga. Aunque habría que analizar la geometría del fondo de las roscas, para ver si entre los lotes hay diferencias, por ejemplo por variaciones en el afilado de la herramienta u otras razones, que expliquen la diferencia en vidas. En principio, el tratamiento superficial solamente influye sobre la fase de iniciación mientras que cambios en el fondo de la rosca influyen sobre las dos fases. Sería necesario hacer un estudio de sensibilidad de las estimaciones de vida variando la curva de fatiga del material y el radio del fondo de la entalla.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer al Ministerio de Ciencia e Innovación la financiación de la investigación a través del proyecto DPI2011-23377 y a la empresa Galimplant[®] por el suministro de sus implantes y probetas de ensayo.

REFERENCIAS

- [1] UNE-EN ISO 14801. Odontología. Implantes. Ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos. Abril 2008.
- [2] J.C. Newman, E.P. Phillips, M.H. Swain, Fatigue-life prediction methodology using small-crack theory, *Int. J. Fatigue* **21**, 109-119, 1999.
- [3] A.E. Giannakopoulos, S. Suresh, A three-dimensional analysis of fretting fatigue, *Acta Mater.* **46**, 177-192, 1998.
- [4] D. Taylor, Geometrical effects in fatigue: a unifying theoretical model, *Int. J. Fatigue* **21**, 413-420, 1999.
- [5] L. Susmel, D. Taylor, A novel formulation of the theory of critical distances to estimate lifetime of notched components in the medium-cycle fatigue regime, *Fatigue Fract. Engng. Mater. Struct* **30**, 567-581, 2007.
- [6] M.P. Szolwinski, T.N. Farris, Observation, analysis and prediction of fretting fatigue in 2024-T351 aluminum alloy, *Wear* **221**, 24-36, 1998.
- [7] N.E. Dowling, Notched member fatigue life predictions combining crack initiation and propagation, *Fatigue of Engng. Mater. and Struct* **2**, 129-138, 1979.
- [8] C. Navarro, S. Muñoz, J. Domínguez, On the use of multiaxial fatigue criteria for fretting fatigue life assessment, *Int. J. Fatigue* **30**, 32-44, 2008.
- [9] C. Navarro, J. Vázquez, J. Domínguez, A general model to estimate life in notches and fretting fatigue, *Engineering Fracture Mechanics* **78**, 1590-1601, 2011.
- [10] J.M. Ayllón, C. Navarro, J. Vázquez, J. Domínguez, Fatigue life estimation in dental implants, *Engng. Fract. Mech.* **123**, 34-43, 2014.
- [11] J.M. Ayllón, Análisis del proceso de fatiga en implantes dentales, Tesis Doctoral, Universidad de Sevilla, 2014.
- [12] M. Papakyriacou, H. Mayer, C. Pypen, H. Plenk Jr, S. Stanzl-Tschegg, Effects of surface treatments on high cycle corrosion fatigue of metallic implant materials, *Int. J. Fatigue* **22**, 873-886, 2000.
- [13] J.M. Ayllón, C. Navarro, J. Vázquez, J. Domínguez, Fatiga en implantes dentales, *Anales de la Mecánica de la Fractura* **30**, 542-547, 2013.
- [14] A. Fatemi, D. Socie, A critical plane approach to multiaxial fatigue damage including out-of-phase loading, *Fatigue and Fract of Engng Mater and Struct.* **11**, 145-165, 1988.
- [15] C. Vallellano, J. Domínguez, A. Navarro, On the estimation of fatigue failure under fretting conditions using notch methodologies, *Fatigue Fract Engng Mater Struct.* **26**, 469-478, 2003.