



## COMPORTAMIENTO A LA FATIGA DE LA UNIÓN IMPLANTE DENTAL-PILAR

Leonardo A. Lebedev<sup>1</sup>

Director/es:

Leonardo M. Pazos<sup>1</sup> y Hernán G. Svoboda<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Investigación y Desarrollo en Mecánica – Instituto Nacional de Tecnología Industrial. Av. Gral. Paz 5445, San Martín, Buenos Aires.

<sup>2</sup> Laboratorio de Materiales y Estructuras – Facultad de Ingeniería – Universidad de Buenos Aires – INTECIN-CONICET. Av. Las Heras 2214, Buenos Aires.

E-mail: llebedev@inti.gob.ar

### RESUMEN

*El comportamiento a la fatiga de los sistemas de implantes dentales (implante dental + pilar) es un factor importante a tener en cuenta en el diseño de los mismos, ya que puede condicionar el éxito clínico. La geometría, los tipos de unión, las dimensiones, entre otros, son factores que afectan la iniciación de fisuras por fatiga. La información disponible en este sentido es escasa.*

*El objetivo del presente trabajo fue caracterizar el comportamiento a la fatiga de diferentes diseños de la unión implante dental/pilar. Para este fin, se desarrolló una máquina de fatiga controlada por carga y los correspondientes dispositivos según Norma ISO 14801.*

*Se ensayaron de acuerdo a la mencionada Norma dos modelos diferentes de sistemas de implantes dentales: a-implante de carga inmediata, b-implante de carga diferida. Ambos modelos de titanio comercialmente puro y con una unión tipo Cono interno en el implante de carga inmediata y con una unión tipo Hexágono externo en el otro. Para conocer las cargas máximas que soporta cada diseño, se realizaron ensayos estáticos de flexión-compresión. Los ensayos de fatiga se realizaron bajo diferentes niveles de carga. Se adoptaron  $2 \times 10^6$  ciclos como criterio de vida infinita. Se construyó la curva de fatiga Amplitud de carga/Carga estática máxima vs. Número de Ciclos a la Falla para cada una de las muestras. Se caracterizaron las diferentes superficies de fractura mediante Microscopía Electrónica de Barrido.*

*Se observaron diferentes comportamientos estáticos y se discutió el comportamiento a la fatiga en función del tipo de implante, el diseño de la unión implante/pilar, la configuración de ensayo propuesta por la Norma y las características topográficas de las superficies de fractura.*

**PALABRAS CLAVE:** implante dental, fatiga, pilar.

### 1. INTRODUCCIÓN

El uso de implantes dentales oseointegrables se ha convertido en un procedimiento exitoso para el tratamiento de edentulismo total, parcial y reemplazos dentarios simples, tanto en la región anterior como en la región posterior de la boca [1]. Existen diversas formas de clasificación de los implantes dentales, según el material, el tipo de conexión pilar-implante, la técnica quirúrgica. En este último caso, se pueden diferenciar los implantes de carga inmediata (colocación en una etapa) o los implantes de carga diferida (colocación en dos etapas). Durante la colocación en una etapa, los implantes son insertados a través de las encías (a través de la mucosa oral) mientras que para la colocación en dos etapas son sumergidos por completo bajo los tejidos blandos. Sin embargo, si se usa un procedimiento

de dos etapas, se necesita una cirugía menor adicional para permitir la conexión de los implantes sumergidos con el componente transmucoso que sostendrá la prótesis en su lugar. Tradicionalmente, los implantes dentales osteointegrados se insertaron según un protocolo de dos etapas [2]. La estabilidad primaria del implante y la falta de micromovimientos se consideran dos de los factores principales necesarios para lograr un éxito elevado predecible de los implantes dentales osteointegrados [3]. En presencia de movimientos durante la cicatrización, el implante puede ser encapsulado por los tejidos blandos [4,5], lo que causa el fracaso del implante. Para disminuir el riesgo de encapsulado, se recomendó mantener los implantes libres de carga durante el período de cicatrización. Con un enfoque de dos etapas se redujo al mínimo el riesgo de transmitir fuerzas de carga no deseadas al hueso en vías de consolidación en la superficie de contacto del implante. La nueva tendencia es la implementación de implantes de carga inmediata. En estos casos, las exigencias en la calidad de hueso del paciente y en la estabilidad primaria son mayores, ya que estos implantes están más expuestos a sufrir solicitaciones no previstas y a micromovimientos que pueden conducir al fracaso del implante. En este sentido, se están realizando muchos estudios clínicos para conocer en detalle las limitaciones de esta técnica quirúrgica.

Uno de los problemas mecánicos que se reporta frecuentemente y que afecta principalmente a los implantes destinados a reemplazos dentarios simples, es la inestabilidad de la unión entre el pilar y el implante, y, particularmente, el aflojamiento o fractura del pilar [1]. Por esta razón, se realizan muchos esfuerzos para encontrar el diseño de la unión pilar/implante que satisfaga los requerimientos biológicos, mecánicos y de la técnica quirúrgica. En este sentido, existen diferentes maneras de vincular el pilar con el implante: unión roscada, acoplamiento por fricción, unión cementada, etc. De todas ellas, la más difundida es la unión roscada. Dentro de esta familia existen a su vez, diferentes geometrías y configuraciones para generar la unión: Cono interno (Tipo ITI), Hexágono externo (Tipo Brånemark), Hexágono interno, Lobular, etc., y gran variedad de diseños exclusivos. Existen muchos otros factores que influyen en la inestabilidad, el aflojamiento o la fractura de esta unión, por ejemplo, el tipo de implante, el tamaño y la ubicación, las condiciones de carga, la calidad del hueso donde se alojará el implante, el diseño de la prótesis, el tiempo, entre otros [6]. Sin embargo, el comportamiento a la fatiga de la unión pilar/implante es total o parcialmente responsable de las fallas de implantes reportadas en casos clínicos [1,6-8].

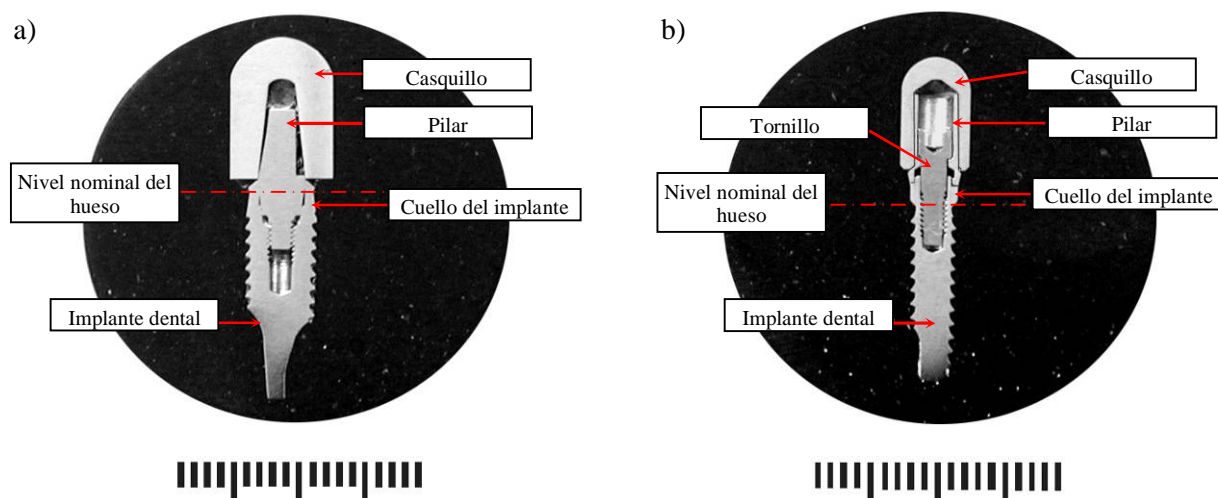
La Organización Internacional de Normas dedicó su primer norma internacional para implantes dentales endoóseos al comportamiento a la fatiga de la unión pilar/implante (ISO 14801:2003), en donde se pretende simular una condición biológica que incluye 3 mm de reabsorción ósea, 30° de ángulo de carga, carga sinusoidal a una frecuencia  $\leq 2$  Hz. De esta manera, se pretende identificar cuáles son los factores limitantes en los diferentes diseños de implantes y permitir ponderar el uso previsto de los mismos. Dentro de la Norma, se define a un sistema de implante dental, a todos los componentes que conforman la unión implante dental/pilar.

El objetivo de este trabajo fue comprender el efecto en la vida a la fatiga de las geometrías y los diseños utilizados en la unión pilar/implante dental según la norma ISO 14801 para un implante de carga inmediata con unión del tipo Cono interno y un implante de carga diferida con unión del tipo Hexágono externo.

## **2. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL**

Se evaluaron dos sistemas de implantes dentales. Por un lado, implantes de carga inmediata con unión pilar/implante del tipo Cono interno ( $\text{Ø}5 \times 13 \text{mm}$ ), denominada, CI. Por otro lado, un implante de carga diferida con unión pilar/implante del tipo Hexágono externo ( $\text{Ø}3,45 \times 15 \text{mm}$ ), denominada, HE. El sistema CI estaba compuesto por un implante dental y un pilar. El sistema HE, en cambio, comprendía un implante dental, un pilar y un tornillo. Todos los componentes de los sistemas de implantes dentales ensayados fueron de Titanio c.p. grado 4.

En la Figura 1 se muestra el detalle de los componentes constituyentes de los sistemas de implante y el nivel nominal del hueso característico de cada tipo de implante.



**Figura 1.** Detalles de los sistemas de implantes dentales ensayados. a) implante de carga inmediata, CI; b) implante de carga diferida, HE.

En la Figura 2 se muestran imágenes de la configuración de ensayo. La metodología empleada se basó en los requerimientos de la Norma ISO 14801 “Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants”. Las sistemas de implantes dentales fueron fijados a un taco de madera de incienso de  $\text{Ø}20 \times 20 \text{ mm}$  (Modulo de Elasticidad en 10-14 GPa, semejante al hueso), dejando expuestos 3 mm por debajo del nivel nominal del hueso previsto para el implante. Luego fueron montados en un dispositivo de sujeción para garantizar un ángulo de aplicación de carga de  $30^\circ$ . Se mecanizaron y cementaron casquillos semiesféricos para permitir la aplicación de la carga y asegurar en ambos casos una distancia  $l = 11 \text{ mm}$  (brazo de palanca).



**Figura 2.** a) Esquema de ensayo: 1-dispositivo de carga, 2-nivel nominal del hueso, 3-pilar, 4-casquillo semiesférico, 5-implante dental, 6-medio de fijación; b) Muestra CI, montada en la máquina de ensayo; c) Muestras HE, montada en la máquina de ensayo.

Se realizaron ensayos estáticos para conocer el comportamiento mecánico de los sistemas de implantes. Se utilizó una máquina universal de ensayo Tinius Olsen H50-KT. Los ensayos se realizaron hasta alcanzar el valor de carga máxima. Se utilizó una velocidad de desplazamiento de cabezal de  $10 \text{ mm/min}$ , con una precarga de  $10 \text{ N}$ . Se ensayó una muestra por cada diseño. A partir de los resultados de los ensayos estáticos se definieron las cargas para los ensayos dinámicos.

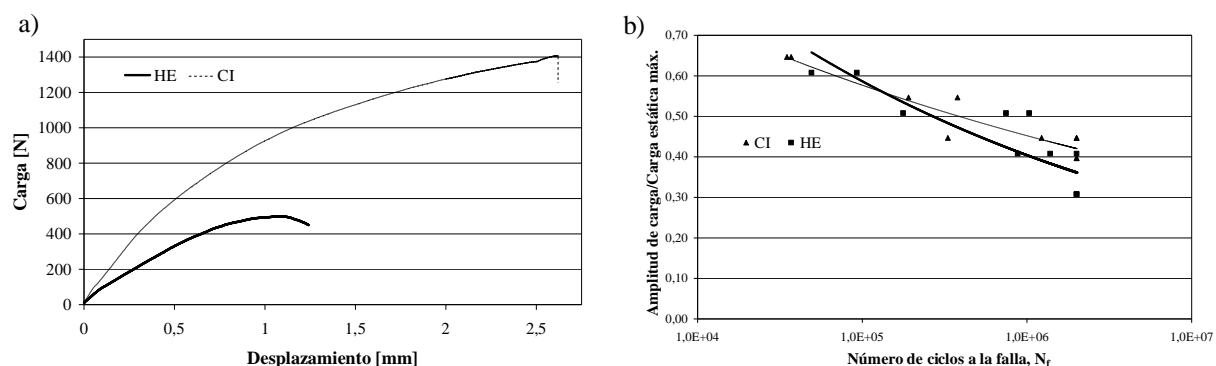
Los ensayos de fatiga se realizaron controlados por carga, a una frecuencia de  $1,2 \sim 1,4 \text{ Hz}$ , en aire. La carga fue de tipo sinusoidal y los niveles de carga se establecieron a partir de los resultados obtenidos en el ensayo estático. Los primeros ensayos se realizaron al 80% de la carga máxima obtenida en el ensayo estático. Luego, la magnitud de la carga se fue disminuyendo hasta obtener el valor de carga para la cual tres muestras alcanzaron el criterio de vida infinita ( $2 \times 10^6$  ciclos).

Las superficies de fractura fueron caracterizadas por Microscopía Electrónica de Barrido, utilizando un microscopio Philips SEM 505.

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Figura 3a se muestra el gráfico obtenido a partir de los ensayos estáticos realizados. Las muestras CI presentaron un valor de carga máxima de 1400 N, mientras que para las muestras HE la carga máxima fue 500N. La diferencia en el comportamiento estático, esta asociada, en primer lugar, a la diferencia de tamaño (CI Ø5mm, HE Ø3,45mm). Asimismo, el aspecto geométrico presenta una gran influencia. Estudios previos han demostrado que la conicidad interna de las muestras CI, restringe los movimientos entre los componentes del sistema evitando que la unión se abra y, en consecuencia, aumentando la rigidez del sistema. A diferencia de la unión tipo hexágono externo donde la sollicitación en flexión tiende a separar los componentes del sistema favoreciendo la apertura de la unión pilar/implante [1]. En ambos casos, las muestras se deformaron plásticamente sin llegar a la rotura.

A partir de los ensayos de fatiga se obtuvieron los valores de carga para los cuales tres muestras alcanzaron  $2 \times 10^6$  ciclos. En el caso de las muestras CI, el valor de carga fue 770N, mientras que para las muestras HE, el mismo fue 250 N. Este último valor se asemeja a la carga de la mordida típica de un adulto (220 N [10]). En ambos casos, este valor se encuentra entre el 50-55% del valor de carga estática máxima. En la Figura 3b, se muestran los resultados obtenidos de los ensayos de fatiga en un gráfico  $\Delta F / F_{\text{estática}} \text{ vs. } N_f$ . Donde  $\Delta F$  es la amplitud de carga utilizada durante el ensayo, y  $F_{\text{estática}}$  es el valor de carga estática máxima. En términos relativos, el comportamiento a la fatiga de muestra no presentó diferencias significativas.

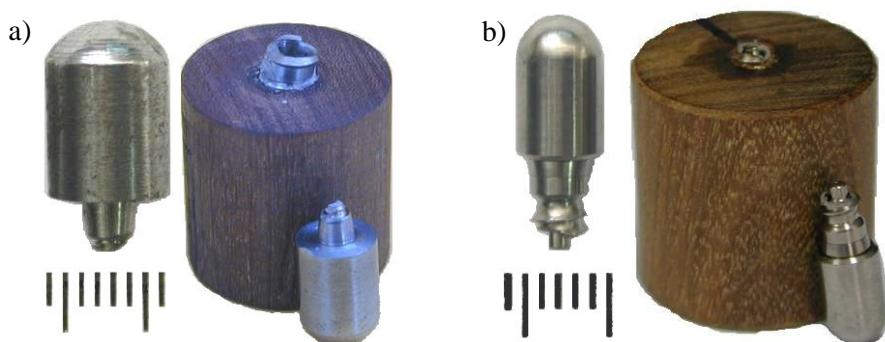


**Figura 3.** a) Ensayo estático, gráfico Carga vs. Desplazamiento; b) Ensayo dinámico, gráfico  $\Delta F / F_{\text{estática}} \text{ vs. } N_f$

No se detectaron indicios de aflojamiento del pilar, apertura de la unión, o que los casquillos se hayan despegado como consecuencia de los ensayos de fatiga, tanto para las muestras CI, como para las HE. En el análisis de falla de las muestras ensayadas, se observó que el tipo de implante (carga inmediata ó carga diferida) y el diseño de la unión pilar/implante (Cono interno ó Hexágono externo), influyeron en las características de la sección por donde fallaron los sistemas. Siguiendo la metodología propuesta por la Norma ISO 14801, se debe considerar una reabsorción ósea de 3 mm a partir del nivel nominal del hueso. Dado que la forma de colocación del implante de carga inmediata es diferente a la del implante de carga diferida, los niveles nominales del hueso cambian. En este sentido, para los implantes de carga diferida, esta diferencia condujo a dejar expuestos los filetes de la rosca implante (Figura 1 y 2).

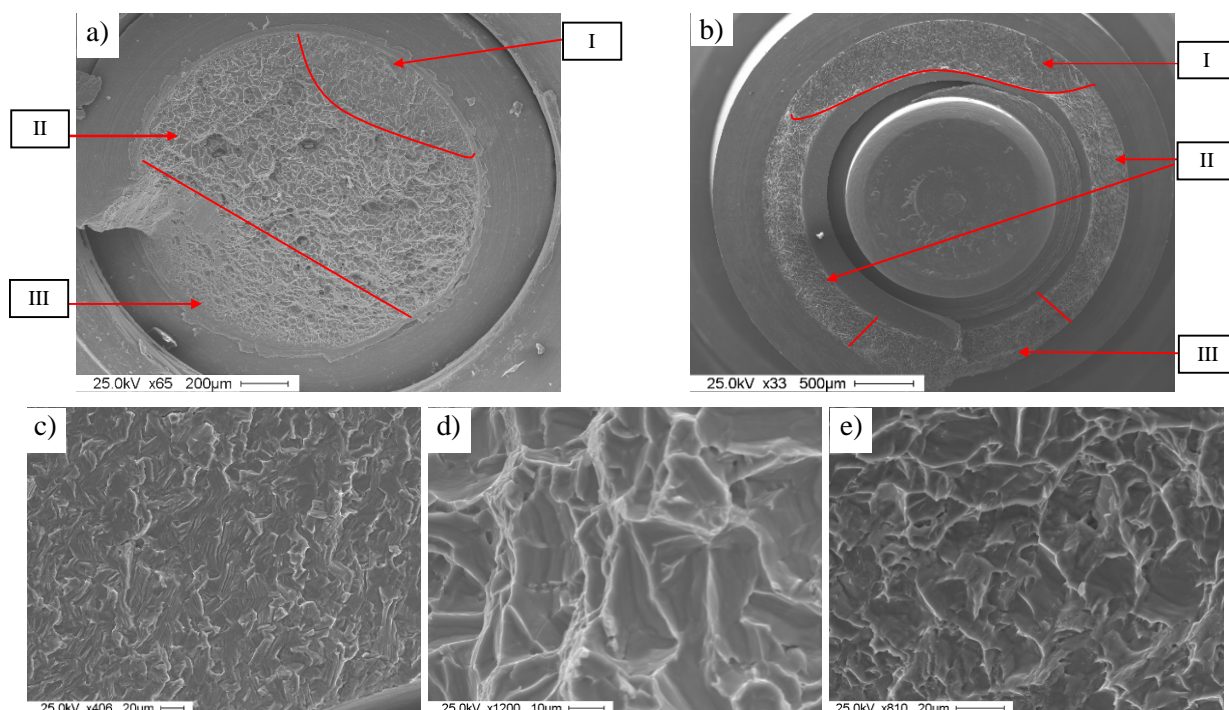
Por otro lado, el diseño de las uniones pilar/implante también condicionó las secciones expuestas al momento flector máximo. En este sentido, las consideraciones precedentes referidas al efecto del diseño de la unión pilar/implante en la rigidez del sistema, fueron consideraciones generales y se refieren a comparaciones que abordaron el comportamiento mecánico, sin considerar la ingeniería de detalle de la uniones evaluadas, como por ejemplo, el largo del tornillo de sujeción en las muestras HE, o la profundidad del agujero roscado en las muestras CI (Figura 1). En este trabajo, los detalles de diseño afectaron los resultados obtenidos en el análisis de falla de las muestras ensayadas según la Norma ISO 14801. En la figura 4 se presentan imágenes de muestras falladas. En el caso de las muestras CI, el sistema falló por la fractura del pilar. La fractura tuvo lugar en el primer filete de la

rosca, el cual quedó ubicado en la zona de mayor momento flector, sumando al efecto concentrador de tensión de la raíz del filete ( $k_t \sim 3,4$ ), fue el sector de la unión pilar/implante sometido a la condición más desfavorable. En las muestras HE, en cambio, el componente crítico del sistema fue el implante dental. Nuevamente, la falla se produjo en la sección donde el momento flector fue máximo y la raíz del filete exterior del implante actuó como concentrador de tensión ( $k_t \sim 3,1$ ). Sumado a esto, la zona de máximo momento flector coincidió con el final del tornillo interno. Es decir, que el único componente que soportó el esfuerzo máximo fue el implante dental.



**Figura 4.** Imágenes de las muestras falladas. a) Muestra CI; b) Muestra HE

En la Figura 5 se muestran imágenes SEM de las superficies de fractura, donde se puede apreciar una sección circular correspondiente a las muestras CI (Figura 5a) y una sección tubular correspondiente a las muestras HE (Figura 5b). En ambos casos, la zona de inicio se ubicó en el sector correspondiente con las máximas tensiones tracción en flexión. Ambas superficies presentaron 3 zonas con características topográficas semejantes: una zona de propagación estable por fatiga (I), y dos zonas de propagación inestable dúctil (II y III).



**Figura 5.** Imágenes SEM de la superficie de fractura. a) Muestra CI; b) Muestra HE; c) Zona I; d) Zona II y e) Zona III.

En la zona I se pudieron observar surcos y estrías, típicas del proceso de propagación estable del titanio comercialmente puro (Figura 5c) [9]. Si bien la zona de propagación estable fue evidente, el

inicio de las fisuras no pudo diferenciarse con claridad. La zona II (Figura 5d) se corresponde a una primera etapa de propagación inestable que se extiende desde la zona de propagación estable y en el mismo plano que el frente de propagación subcrítica. La zona III, se correspondió con la última sección remanente, la cual se encuentra opuesta a la zona de inicio. En todos los caso, en la zona III se produjo un cambio de plano respecto a las zonas anteriores que condujo a un salto de filete (Figura 5e).

Finalmente, a pesar de las diferencias de tamaño, el tipo de implante dental y el diseño de la unión pilar/implante, el comportamiento a la fatiga de las muestras ensayadas no presentó diferencias significativas. Desde el punto de vista del nucleación, en el número de ciclos necesarios para producir una fisura por fatiga, referido a un porcentaje de carga estática máxima del sistema. Desde el punto de vista de la propagación, en las características topográficas de la superficie de fractura.

#### 4. CONCLUSIONES

Se estudió el comportamiento a la fatiga de la unión pilar/implante de diferentes sistemas de implantes dentales utilizando la configuración de ensayo propuesta por la norma ISO 14801. El tipo de implante dental (carga inmediata, carga diferida) y el diseño de la unión pilar/implante (cono interno, hexágono externo), condicionaron las características de la sección de falla. En la muestra CI, la fractura se produjo en el pilar, mientras que en la muestra HE, la misma tuvo lugar en el implante dental. Sin embargo, el comportamiento a la fatiga de ambos sistemas, considerando  $\Delta F / F_{estática}$ , fue similar.

Sobre las superficies de fractura se observaron características topográficas semejantes identificándose las zonas propagación estable, propagación inestable. La información generada favorece al entendimiento de una problemática que afecta a la industria nacional, el ANMAT y a los usuarios. Además, a partir de este tipo de estudios es posible conocer las limitaciones y realizar mejoras a los diseños evaluados.

#### REFERENCIAS

- [1] A. Khraisat, R. Stegaroiu, S. Nomura, O. Miyakawa, "Fatigue resistance of two implant/abutment Joint designs"; *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 88 (2002), p. 604-610.
- [2] P.I. Brånemark, B.O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindström, O. Hallén, A. Ohman, "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period"; *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, Vol. 16 (1977), p. 1-132.
- [3] T. Albrektsson, P.I. Brånemark, H.A. Hansson, J. Lindstrom, "Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man"; *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 52:2 (1981), p. 155-170.
- [4] Brunski, J.B., A.F. Moccia Jr., S.R. Pollack, "The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects"; *Journal of Dental Research*, Vol. 58 (1979), p. 1953-1969.
- [5] Brunski, J.B., A.F. Moccia Jr., S.R. Pollack, "The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects"; *Journal of Dental Research* Vol. 58 (1979), p. 1970-1980.
- [6] M. Karl, J.R. Kelly, "Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions"; *Dental Materials*, Vol. 25 (2009), p. 1426-1432.
- [7] S.A. Hoyer, C.M. Stanford, S. Buranadham, T. Fridrich, J. Wagner, D. Gratton, "Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants"; *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 85 (2001), p. 599-607.
- [8] C.K. Lee, M. Karl, J.R. Kelly, "Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research"; *Dental Materials*, Vol. 25 (2009), p. 1419-1425.
- [9] L. Pazos, H. Svoboda, L. Lebedev, P. Corengia, "Influencia en la vida a la fatiga de tratamientos de superficie para implantes dentales"; *Anales SAM/CONAMET*, 2006.
- [10] D.L. Morin, W.H. Douglas, M. Cross and R. Delong, "Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement", *Dental Materials*, Vol. 4, Issue 1, (1988), p. 41-48.