

Evaluación in vivo del torque de extracción de implantes dentales con diferentes tratamientos de superficie.

Autores: Bancho, Conterno, FCVUNLP, INTI.

Resumen

Numerosos trabajos de investigación se han realizado buscando comprender la influencia de la modificación de superficies de implantes de titanio en la respuesta de los tejidos. Para ello se realizan diversos tratamientos, buscando disminuir el tiempo necesario para la oseointegración, aumentar el anclaje biomecánico inicial y favorecer la formación ósea. Un método para comparar el comportamiento de las superficies es realizar ensayos in vivo y medir el esfuerzo necesario para extraer un implante luego de un período de cicatrización.

En el presente trabajo se analizaron las superficies y se evaluó el torque necesario para la extracción de implantes dentales comerciales con dos tratamientos diferentes, colocando 24 implantes en conejos durante períodos de 60 y 90 días. Los resultados obtenidos permitieron caracterizar las superficies y encontrar diferencias en la respuesta inicial, donde el implante con una combinación de tratamientos físico-químico-térmico mostró mayor torque de extracción luego de 60 días.

Palabras Clave: Implantes dentales, Oseointegración, Tratamientos de superficie, Torque de extracción, Evaluación in vivo.

Abstract

Several investigations have been carried out searching understand titanium surface treatments influence in tissue response. Different treatments are developed to obtain early osseointegration, to enhance biomechanical anchorage and to improve new bone growing. In vivo implantation test are commonly used for compare the behavior between different surfaces, measuring the removal stress needed for each implant after healing period.

In this work, two commercial dental implants whit different surface treatments have been evaluated, analyzing theirs surfaces features and recording the removal torque of 24 implants placed in rabbits for 60 and 90 days. Results allowed surface characterization and found dissimilar initial response, showing higher removal torque for dental implant modified with a combination of physical-chemical-heating treatment.

Keywords: Dental implants, Osseointegration, Surface treatments, Removal torque, In vivo test.

1. Introducción

La oseointegración, que se define como la conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y ordenado y la superficie de un implante, ha introducido importantes avances en el reemplazo de piezas dentales. Branemark y col. hallaron y definieron esta característica en el titanio, generada por la película óxido que recubre su superficie en contacto con el aire. La capacidad de oseointegración del titanio, sumada a su excelente resistencia a la corrosión en medios biológicos y sus propiedades mecánicas, hacen que sea el material comúnmente seleccionado para la fabricación de implantes dentales [1-3].

Luego del diagnóstico y planeamiento de cada caso, la colocación del implante que reemplaza la raíz es la primer etapa del tratamiento. Inmediatamente después de colocado el implante, comienza una compleja sucesión de eventos que finalizará en la cicatrización ósea [2]. Si bien aún no son conocidos en detalle los procesos biológicos que se suceden hasta conseguir la oseointegración, es aceptada la influencia de diversos factores, entre los que se encuentran el estado de los tejidos antes y durante la implantación, la técnica quirúrgica utilizada y la superficie del implante dental [1].

La interacción entre los tejidos y el implante se realiza a través de su superficie, por lo que ésta incide de manera determinante en las reacciones de proliferación y diferenciación celular. Por ello muchos trabajos de ingeniería de superficies y ciencia de materiales estudian la respuesta ósea para implantes dentales con diferentes tratamientos. Aún se desconocen las características de superficie que optimizan la

oseointegración, pero es ampliamente aceptado que la topografía (conjunto de las particularidades de la superficie), la rugosidad y la composición química de la superficie tiene incidencia en el éxito de un implante a largo plazo, así como en la cantidad y calidad del contacto hueso-implante [1]. Por ello se realizan generalmente tratamientos como granallado (blasting) con partículas de óxido de aluminio o titanio, ataque o grabado ácido, recubrimiento con diferentes materiales y procesos de oxidación térmica o electroquímica controlados, combinándose en muchos casos varios de estos tratamientos [3-5].

Actualmente se comercializan implantes dentales con variantes de tratamientos de superficie, pero la bibliografía presenta resultados dispares acerca de los resultados obtenidos. Una forma de evaluar la respuesta de una superficie es mediante ensayos in vivo [4,6-8]. Es posible determinar diferentes parámetros al cabo de cierto período de tiempo, como por ejemplo el esfuerzo necesario para retirar un implante oseointegrado (por medición de la tensión o el torque de remoción) o la cuantificación de la cantidad porcentual de superficie del implante que se encuentra realmente en contacto con el nuevo hueso formado.

El objetivo de este trabajo fue evaluar la respuesta de implantes dentales comerciales con dos tratamientos de superficie diferentes a través de la medición del torque necesario para su extracción, luego de períodos de implantación in vivo de 60 y 90 días.

2. Materiales y Métodos

2.1 Implantes

En este estudio se analizó la respuesta de implantes dentales con dos tratamientos de superficie diferentes. En un caso se utilizaron implantes dentales Tree-Oss®, con tratamiento de superficie Oxacid® que combina tratamientos físicos (blasting con alúmina), químicos y térmicos. Por otra parte se analizaron implantes 3i® con superficie Osseotite®, generada por doble grabado ácido [página web?]. Como referencia se utilizaron implantes sin tratamiento, con la misma geometría que los implantes Tree-Oss®. Las características de los implantes utilizados y la denominación utilizada en el presente trabajo se encuentran en la Tabla I.

Tabla I. Implantes utilizados. Características e identificación.

Marca	Identificación	Medida	Tratamiento
Tree-Oss®	TO	Ø 3,3 x 10 mm	Oxacid®
3i®	FO	Ø 3,25/4,1 x 10 mm	Osseotite®
Referencia	ST	Ø 3,3 x 10 mm	sin tratamiento

Todos los implantes analizados fueron rectos de paredes paralelas. Los implantes ST y TO presentaron plataforma regular, mientras que los implantes FO utilizados tenían plataforma expandida a Ø4,1 mm.

2.2 Superficies

La superficie de los implantes se analizó mediante Microscopía Electrónica de Barrido (Scanning Electron Microscopy, SEM) en un equipo Philips 505, obteniéndose imágenes a diferentes aumentos. A partir de las fotomicrografías obtenidas se realizaron mediciones de las formaciones típicas de cada morfología, utilizando para ello programas de evaluación propios del microscopio electrónico.

2.3 Implantación

La implantación se realizó en conejos macho esqueléticamente adultos de raza neocelandeza, utilizando en todos los casos animales de la misma raza, edad y sexo. Todos los procesos de sedación, anestesia, implantación y extracción se realizaron de acuerdo a protocolos de protección animal [9] y utilizando las secuencias quirúrgicas recomendadas por los fabricantes.

Se analizaron los resultados obtenidos para 60 y 90 días de implantación. Por cada período se sacrificaron 4 animales, en cada uno de los cuales había sido colocado un implante de cada marca y dos implantes de referencia. En todos los casos los implantes fueron colocados en la zona proximal del fémur, dos en el lado derecho y dos en el lado izquierdo.

2.4 Medición de Torque

Cada implante se extrajo unitariamente utilizando un torquímetro Torqueleader Modelo QSM/N FH bidireccional calibrado, con un rango de trabajo de 20 a 120 N.cm. Para la evaluación del torque necesario se graduó inicialmente el instrumento en 30 N.cm y se realizaron incrementos de 2,5 N.cm hasta alcanzar el valor necesario para extraer cada implante.

3. Resultados

3.1 Caracterización de las superficies

En la Fig. 1 se presentan micrografías de las superficies analizadas. La Fig. 1(a) corresponde al implante ST y muestra marcas equidistantes correspondientes al conformado por arranque de viruta. En los implantes TO y FO estas marcas no son visibles, ya que los tratamientos de superficie modifican fuertemente la topografía, aumentando la rugosidad.

Las superficies con tratamiento presentaron morfologías similares entre sí. En el caso de la muestra TO, la superficie observada presentó microhuecos característicos un proceso de ataque ácido y una apariencia de macro-rugosidad compatible con el proceso de blasting. La Fig. 1(b) muestra la imagen correspondiente al implante TO para un aumento de 1000x. El tratamiento aparece uniformemente distribuido en toda la zona analizada. No es apreciable por microscopía electrónica el efecto del tratamiento térmico sobre la superficie. La medición de los microhuecos presentó un rango de diámetros de entre 1,2 y 6,7 μm , con una distribución mayoritaria entre 3 y 5 μm .

La superficie del implante FO, cuya micrografía se presenta en la Fig. 1(c), también mostró una distribución uniforme de microhuecos esféricos característicos del tratamiento ácido. En este caso los diámetros variaron entre 1,2 y 5,1 μm , donde el 69% fue inferior a 3 μm de diámetro.

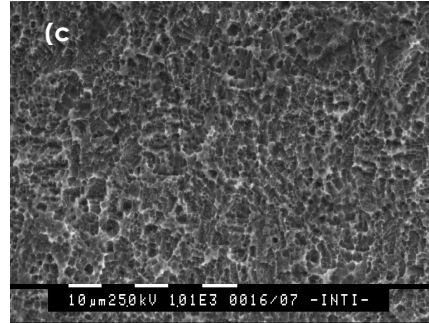
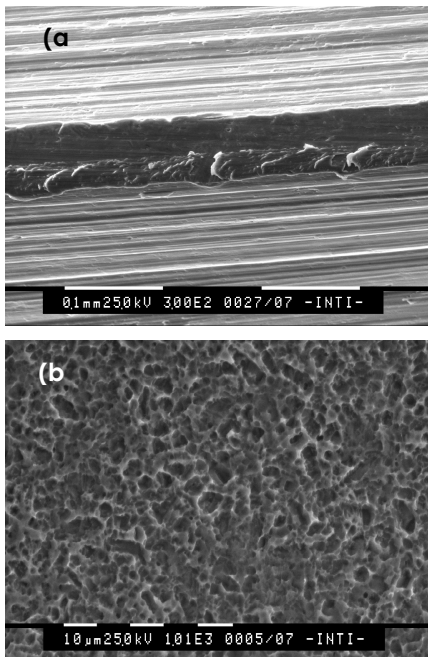


Fig.1 Micrografías electrónicas. (a) Implante ST 300x. (b) Implante TO 1000x. (c) Implante FO 1000x.

3.2 Torque de extracción

En las Fig. 2 y 3 se muestran imágenes correspondientes a la colocación de los implantes y a la extracción con torquímetro, respectivamente.



Fig.2. (a) Proceso de fresado. (b) Implantes FO y TO colocados con tapa de cierre.

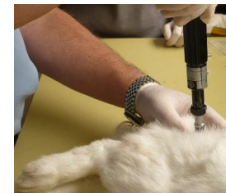


Fig.3. Extracción utilizando un torquímetro calibrado

Durante el análisis de los datos experimentales, se decidió descartar aquellos provenientes de uno de los animales por presentar en todos los implantes valores muy inferiores al resto. Asimismo, no fue posible extraer uno de los implantes de referencia por estar obstruida la rosca interna del implante. En ambos casos los implantes correspondían al período de 90 días.

En la Fig. 4 se presentan los resultados obtenidos para 60 y 90 días. La media de los valores para el implante TO fue superior

respecto a ST en 21,6% para el período de 60 días. En el caso del implante FO para el mismo período el aumento fue menor, superando en un 5,6% al implante ST.

Para la evaluación realizada a 90 días, ambos implantes con tratamiento mostraron una respuesta por encima de la del implante ST, superando el valor de referencia en 38,6% para la muestra TO y en 39,2% para FO. Se observó además una leve disminución en el torque de remoción para la muestra ST en el período correspondiente a 90 días (6,5%) respecto al período de 60 días.

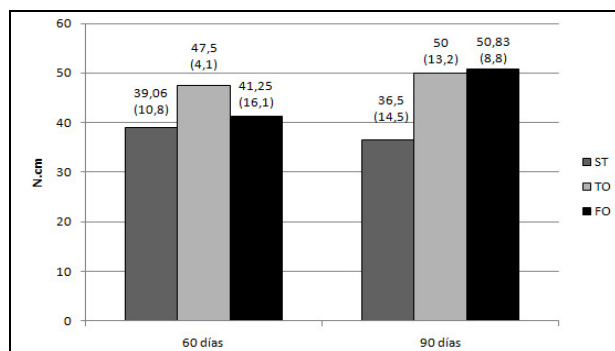


Fig.4. Media de los valores de torque de extracción. Entre paréntesis se indica la Desviación Estándar (SD)

4. Discusión

Los valores de torque obtenidos para el implante TO luego de 60 días de implantación muestran un anclaje biomecánico inicial superior al implante de referencia ST y al implante con tratamiento ácido dual FO. Estos resultados podrían estar fundamentados por una parte en el espesor mayor de la película de óxido superficial, generado por el tratamiento térmico. Esta película, aunque no es apreciable al microscopio electrónico, puede favorecer la respuesta ósea. Resultados similares fueron previamente hallados en trabajos publicados, donde los valores de torque y de contacto entre el

hueso y el titanio oxidado fueron significativamente superiores a los de implantes con doble tratamiento ácido [2]. Una hipótesis acerca de los mecanismos que favorecen este proceso indica que la película mayor de óxido tiene la habilidad de incorporar más iones (calcio, fósforo, azufre), lo que provee una integración química con el hueso y favorece la formación ósea. Otra posibilidad que se plantea es que los óxidos con diferente espesor presenten diversas condiciones para interacciones electrostáticas y de van der Waals, como por ejemplo la mojabilidad, lo que resulte en una modificación de la adsorción de proteínas [2].

Por otra parte, trabajos llevados a cabo por otros investigadores han concluido que la superficie teórica que maximiza el anclaje entre el hueso mineralizado y la superficie del implante debe estar cubierta de microhuecos semiesféricos de aproximadamente 1,5 μm de profundidad y 4 μm de diámetro [5], coincidiendo con los valores medidos para el implante TO.

Respecto a los resultados obtenidos luego de 90 días de implantación, se observa un incremento en el torque para los implantes con tratamiento respecto a los implante de referencia. Estos resultados son consistentes con toda la información disponible acerca de los beneficios de los tratamientos de superficie sobre titanio en el proceso de oseointegración [3]. La leve disminución hallada para los implantes ST a 90 días respecto al valor para 60 días puede atribuirse a la dispersión hallada en los valores experimentales, frecuentes en estudios in vivo y expresados por una alta desviación estándar [2]. Sin embargo esta disminución también podría estar originada en el proceso de remodelación

ósea alrededor del implante. Este fenómeno ha sido reportado en diferentes trabajos, para períodos de entre 8 y 12 semanas [10]. Si esta fuera la causa de la disminución encontrada, indicaría que el inicio de las etapas de remodelación se modifica por efecto de la superficie del implante.

5. Conclusiones

Los valores de torque medidos indican que los implantes dentales con tratamiento de superficie mejoran el anclaje respecto a implantes sin tratamiento. Si bien los implantes TO y FO mostraron una respuesta similar luego de 90 días, el implante TO, con una combinación de tratamientos físico-químico-térmicos, mostró un aumento de la fijación primaria, evaluada a 60 días. Esta mejora en el anclaje inicial fue correlacionada con las características de superficie observadas y con información publicada por otros investigadores.

6. Referencias

- [1] Petô G., Karacs A., Pászti Z., Guczi L., Divinyi T., Joób A. *Applied Surface Science* **186** (2002) 7-13.
- [2] Göransson A., Jansson E., Tengvall P., Wennerberg A. *Biomaterials* **24** (2003) 197-205
- [3] Li D., Ferguson S., Beutler T., Cochran D., Sittig C., Hirt H., Buser D. *Journal of Biomedical Material Research* **60** (2002) 325-332
- [4] Wennerberg A., Albrektsson T., Johansson C., Andersson B. *Biomaterials* **17** (1996) 15-22
- [5] Le Guéhennec L., Soueidan A., Layrolle P., Amouriq Y. *Dental Materials* **23** (2007) 844-854
- [6] Chiesa R., Giavaresi G., Fini M., Sandrini E., Giordano C., Bianchi A., Giardino R. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **103**(2007)745-756
- [7] Cho S., Park K. *Biomaterials* **24** (2003)3611-3617
- [8] Liang B., Fujibayashi S., Neo M., Tamura J., Kim H., Uchida M. Kokubo T. Nakamura T. *Biomaterials* **24** (2003) 4959-4966
- [9] Directiva 86/609/CEE.
- [10] Karacs A., Fancsaly J., Divinyi T., Petô G., Kovách G., *Materials Science and Engineering C* **23**(2003)431-435

