

Influencia en la estabilidad primaria del diseño cervical del implante: ¿presencia o ausencia de microespiras? Estudio in vitro

Influence in the primary stability the implant neck design: presence or absence of microthreads? Study in vitro

FERNÁNDEZ-ROLDÁN GALÁN M***
ARMIJO SALTO A**
CERVANTES HARO N**
ARESTI ALLENDE A**
ARAGONESES LAMAS JM*

Fernández-Roldán Galán M, Armijo Salto A, Cervantes Haro N, Aresti Allende A, Aragoneses Lamas JM. *Influencia en la estabilidad primaria del diseño cervical del implante: ¿presencia o ausencia de microespiras? Estudio in vitro*. Av Periodon Implantol. 2012; 24, 3: 127-131.

RESUMEN

Introducción: La estabilidad del implante es uno de los principales parámetros que influye en el programa de carga del mismo y el resultado del tratamiento. Va a depender de tres factores: el procedimiento quirúrgico empleado, la densidad ósea y el diseño del implante. El objetivo de este trabajo fue comparar la estabilidad inicial en hueso esponjoso y corticoesponjoso de dos implantes, uno con microespiras en la zona cervical y otro sin ellas.

Material y método: 31 implantes con microespiras en la zona cervical, Screw Plant de ACE® y 31 implantes con ausencia de estas microespiras, TSV de Zimmer®, del mismo diámetro, longitud y diseño fueron insertados en costillas de vaca, midiéndose posteriormente la estabilidad con el Ostell Mentor®.

Resultados: El análisis estadístico con la t de Student tanto en hueso esponjoso ($p = 0,31$) como corticoesponjoso ($p = 0,52$) muestran que no existen diferencias significativas en la estabilidad inicial entre los dos tipos de implantes.

Discusión: Los resultados de este estudio no arrojan que existan diferencias significativas en los niveles de Ostell Mentor® entre los implantes TSV de Zimmer® y Screw Plant de ACE®, por lo tanto el hecho diferencial de incorporar microespiras en la zona cervical del implante, no implica por los resultados obtenidos mayor estabilidad primaria. A pesar de estos resultados, se requieren estudios a largo plazo para poder determinar si la existencia de microespiras podría influir en la estabilidad secundaria.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, microespiras, estabilidad primaria, análisis de frecuencia de resonancia.

SUMMARY

Introduction: The stability of implant is the main parameter who has a great influence in the implant loading program and the treatment result. It depends on three factors: surgical process, bony density and implant design. The objective of the present study was to compare the initial stability on cancellous and cortico-cancellous bone of two implants, one of them who has microthreads in the neck zone and the other one without them.

Material and methods: 31 with microthreads in the neck zone Screw Plant ACE® implants and 31 without them, TSV Zimmer® implants, with the same diameter, length and design were inserted in cow ribs, and then the stability was measured with the Ostell Mentor®.

* Director Máster Implantología, Periodoncia y Cirugía bucal. Universidad de Alcalá. Institución Universitaria Mississippi.

** Profesor Máster Implantología, Periodoncia y Cirugía bucal. Universidad de Alcalá. Institución Universitaria Mississippi.

*** Alumno Máster Implantología, Periodoncia y Cirugía bucal. Universidad de Alcalá. Institución Universitaria Mississippi.

Results: The analytical study with Student's t on both cancellous (p 0.31) and cortico-cancellous bone (p 0.52) shows that no significant difference was found between the initial stability of this two types of implants.

Discussion: The results of this study make evident that no significant difference exists in the Ostell Mentor® levels between TSV Zimmer® and Screw Plant ACE® implants, therefore, incorporate microthreads at the implant neck, no implies greater primary stability. In spite of this results, it requires long time studies to determinate if the presence of microthreads could influence in the secondary stability. ISQ.

KEY WORDS: Dental implants, microthreads, primary stability, resonance frequency analysis. ISQ.

Fecha de recepción: 21 de diciembre 2010.

Fecha de aceptación: 18 de enero 2011.

INTRODUCCIÓN

La estabilidad del implante es uno de los principales parámetros que influye en el modelo de carga de un implante dental y el resultado del tratamiento (1). Se define como la capacidad de un implante para sopportar cargas axiales, laterales y rotacionales (2). En función del momento a considerar, podemos hablar de dos tipos de estabilidad: primaria y secundaria. La primera de ellas es la resistencia y rigidez de la unión hueso-implante antes de producirse la osteointegración, es una necesidad mecánica que evita el micromovimiento inicial (3), previniendo así, la formación de una capa de tejido conectivo en la interfase hueso-implante (4, 5). Va a depender principalmente de tres factores: el procedimiento quirúrgico empleado (relación entre el tamaño del implante y el lecho quirúrgico preparado), la densidad ósea y el diseño del implante tanto a nivel macro como microscópico (6-8). La suma de la estabilidad primaria más la estabilidad conseguida tras la osteointegración es conocida como estabilidad secundaria (3).

Para medir la estabilidad se pueden utilizar distintos métodos (9). Los invasivos entre los que se encuentra el torque de desinserción o el análisis histomorfométrico del contacto hueso-implante, que no son útiles a nivel clínico. Y entre los no invasivos se encuentran el torque de inserción, únicamente válido para medir la estabilidad inicial del implante, el periotest, que fue desarrollado para medir la movilidad dentaria y que aplicado en implantes debería dar valor cero, aunque muchas veces los valores se ven afectados por la dirección y posición del aparato, y el análisis de frecuencia de resonancia (10, 11) (RFA), descrito por Meredith y cols. en 1996, y consiste en un transductor atornillado al implante, con un piezoelectrónico que emite una frecuencia que posteriormente se analiza y da una medida, al principio en hertzios pero posteriormente con la comercialización del aparato, el Osstell, se pasaron a unidades ISQ (cociente de estabilidad del implante) con valores de 0 a 100 siendo esta última la máxima estabilidad (2).

do al implante, con un piezoelectrónico que emite una frecuencia que posteriormente se analiza y da una medida, al principio en hertzios pero posteriormente con la comercialización del aparato, el Osstell, se pasaron a unidades ISQ (cociente de estabilidad del implante) con valores de 0 a 100 siendo esta última la máxima estabilidad (2).

El objetivo de este trabajo es comparar la estabilidad inicial de dos implantes: uno, con microespiras en la zona cervical y otro, sin ellas.

MATERIAL Y MÉTODO

Implantes

Se utilizaron para el estudio 31 implantes TSV de Zimmer® y 31 implantes Screw Plant de ACE®, ambos del mismo diámetro 3,7 mm y la misma longitud 10 mm, cuya principal diferencia en su diseño radica en la zona cervical del implante. El implante Zimmer® posee en su zona cervical 1 mm pulido y 1,5 mm de superficie MTX, mientras que el implante ACE® presenta 1 mm de superficie SBM y 2 mm de microespiras (Fig. 1).

Procedimiento quirúrgico

Los implantes fueron colocados en costillas de vaca, tanto en hueso cortical como corticoesponjoso. Las fresas, así como la secuencia de fresado fue la misma para los dos tipos de implantes, a una velocidad de 1.100 rpm (Fig. 2). Posteriormente se introdujeron los implantes con carraca hasta el nivel paracrestal (Fig. 3).



Fig 1: IZQUIERDA: implante TSV de ZIMMER® sin microespiras en el cuello. DERECHA: implante Screw Plant de ACE® con microespiras en el cuello.

Medición de la estabilidad

Tras ser insertados los implantes se determinaron los valores de estabilidad primaria con el Osstell Mentor® tanto en sentido mesiodistal como vestibulolingual (Fig. 4).

Análisis estadístico

Se empleó la t de Student para comparar la estabilidad de los dos tipos de implantes.

RESULTADOS

Hueso esponjoso

La media de los valores ISQ obtenidos fue 69,50 con una desviación típica de $\pm 3,58$ para los implantes Zimmer® y $68,66 \pm 3,05$ para los implantes ACE® (Fig. 5).



Fig. 2: Fresado de la costilla en hueso esponjoso.

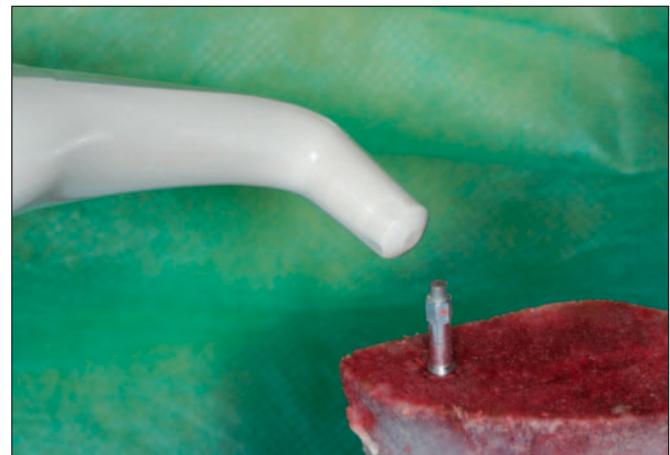


Fig. 4: Medición de los niveles de ISQ con el Ostell Mentor®.



Fig. 3: Inserción del implante con carraca.

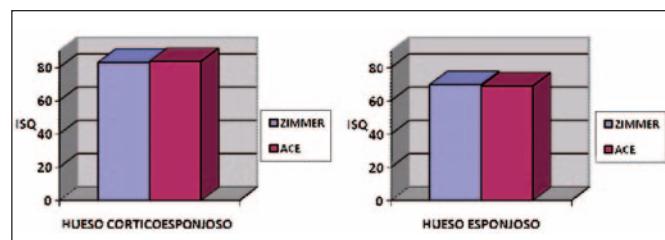


Fig. 5: Comparación de las medidas de los niveles de ISQ obtenidos con los dos tipos de implantes en hueso corticoesponjoso (izquierda) y esponjoso (derecha).

El análisis estadístico con la t de Student da un valor p 0,31 ($>0,05$), por lo que podemos afirmar que no existen diferencias significativas en los niveles ISQ de estabilidad en hueso esponjoso entre los dos tipos de implantes.

Hueso corticoesponjoso

La media de los valores ISQ obtenidos fue 82.93 con una desviación típica de $\pm 3,64$ para los implantes Zimmer® y $83,47 \pm 2,73$ para los implantes ACE® (Fig. 5).

El análisis estadístico con la t de Student da un valor p 0,52 ($>0,05$), por lo que se puede afirmar que tampoco existen diferencias significativas en los niveles ISQ de estabilidad en hueso corticoesponjoso entre los dos tipos de implantes.

DISCUSIÓN

La zona cervical del implantes es el lugar donde se concentra mayor estrés (12,13). Distintos estudios han demostrado que la existencia de elementos retentivos en la zona cervical del implante, incrementa la carga axial puede soportar, al evitar que se produzca la atrofia por desuso que ocurre cuando es completamente pulido (12-14). Además esta zona cervical proporciona gran estabilidad al implante. En un estudio in vitro Ito y cols. (9) obtuvieron que los mayores valores de estabilidad eran los proporcionados por la zona cervical del implante. Así Akça y cols. (15) determinaron que al no tener sentido ya la estabilización bicortical, la zona apical descansa normalmente sobre hueso trabecular, mientras que la cervical suele estar en contacto con el hueso cortical, lo que proporcionaría mayor estabilidad a esta zona.

Nuestros resultados coinciden con los de Akça y cols. (15), quienes midieron la estabilidad inicial de los implantes Straumann® (cuello pulido) y Astra® (cuello con microespiras) en distintas localizaciones a nivel tanto maxilar como mandibular, obteniendo niveles ISQ similares en los dos tipos de implantes. Por otra parte, Allegrini y cols. (16) estudiaron dos tipos de implantes de la misma casa comercial Nobel®, cuya única diferencia radicaba en el cuello. El implante Tapered Groovy con microespiras y superficie tratada, mientras que el Select Tapered era completamente pulido. Ambos implantes no mostraron diferencias en la estabilidad primaria ni secundaria a las 10 semanas.

CONCLUSIONES

1. No existen diferencias significativas en los niveles de Ostell Mentor® entre los implantes Screw Plant de ACE® con microespiras en la zona cervical y TSV de Zimmer® con cuello pulido.
2. El hecho de incorporar microespiras en la zona cervical del implante, no implica mayor estabilidad primaria.
3. Se requieren estudios a largo plazo para poder determinar si la existencia de microespiras podría influir en la estabilidad secundaria.

BIBLIOGRAFÍA

1. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998 Summer;43(2):192-203.
2. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont* 2006 Jan-Feb;19(1):77-83.
3. Martínez-González JM, Cano J, Campo J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av Periodon Implantol* 2008;14(3): 129-36.
4. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Jun;17(3):244-50.
5. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998 Sep-Oct;11(5):491-501.
6. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitascioğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005 Mar; 93(3):227-34.
7. Saadoun AP, Le Gall MG, Touati B. Current trends in implantology: Part 1—Biological response, implant stability, and implant design. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004 Aug;16(7):529-35.

8. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998 Sep-Oct;11(5):408-20.
9. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res* 2008 Jan;19(1):9-14. Epub 2007 Nov 6.
10. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996 Sep;7(3):261-7.
11. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability *in vivo*. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*. 1997 Jun;8(3):226-33.
12. Bratu EA, Tandlich M, Shapira L. A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2009 Aug;20(8):827-32.
13. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999 Oct;10(5):394-405.
14. Vidyasagar L, Peteris A. Dental implant design and biological effects on bone-implant interface. *Stomatolgia, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 2004; 6 (2):51-4.
15. Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 2006 Aug;17(4):465-72.
16. Allegrini S Jr, Allegrini MR, Yoshimoto M, König B Jr, Mai R, Fanganel J, Gedrange T. Soft tissue integration in the neck area of titanium implants—an animal trial. *J Physiol Pharmacol* 2008 Nov; 59 Suppl 5:117-32.

CORRESPONDENCIA

María Fernández-Roldán Galán
Hilarión Eslava, 62, 1º C
28015 Madrid.
Correo electrónico: andentis@hotmail.com