

# Influencia de las diferentes superficies de implantes en la periimplantitis

## *Influence of different implant surfaces on periimplantitis*

**OTEO MORILLA S\***  
**BASCONES MARTÍNEZ A\*\***

Otero Morilla S, Bascones Martínez A. Influencia de las diferentes superficies de implantes en la periimplantitis. *Av Periodon Implantol* 2017; 29, 2: 59 -66

### RESUMEN

El uso de implantes dentales se ha convertido en un tratamiento de rutina en la clínica. Un importante prerrequisito para asegurar la correcta interfase hueso-implante es una adecuada estabilización primaria de implante durante la primera cicatrización. Para obtener el éxito clínico en prótesis e implantes dentales es imprescindible una conexión duradera y firme la superficie del implante y el hueso. Estas superficies se pueden modificar mediante recubrimientos, chorreados con diferentes abrasivos, tratamientos ácidos o combinación de varios y/o todos ellos.

**PALABRAS CLAVE:** Implantes dentales, prótesis, periimplantitis.

### SUMMARY

The use of dental implants has become a routine treatment in the clinic. An important prerequisite to ensure proper bone-implant interface is adequate primary implant stability during healing. For clinical success in prosthetics and dental implants is essential a firm and lasting connection to the implant surface and bone. These surfaces can be modified using coatings, different abrasive blasting, or acid treatments, combination of several or all of them.

**KEY WORDS:** Dental implants, prosthetics, periimplantitis.

**Fecha de recepción:** 2 de septiembre 2010.

**Fecha de aceptación:** 20 de septiembre 2010.

## INTRODUCCIÓN

### ¿Cuál es el riesgo de desarrollar periimplantitis según el tipo de superficie implantaria?

La acumulación de placa en la superficie de los implantes puede dar lugar a periimplantitis, e incluso a la pérdida del implante. La estabilidad a largo plazo de los implantes depende de la integración del biomaterial en los tejidos de alrededor (1,32).

Si hablamos de las superficies implantarias y de la pe-

riimplantitis es importante conocer dos modelos experimentales. El primero fue desarrollado por Lindhe et al. en 1992 (2); el experimento se llevó a cabo en cinco perros Beagle con el objetivo de evaluar la respuesta de la mucosa y encía periimplantaria tras el acúmulo de placa y formación de bolsa periodontal, con evaluación clínica y radiográfica. Los perros recibieron una dieta que permitiera una gran formación de placa, los premolares derechos mandibulares se extrajeron y se procedió a la colocación de dos. Dos ligaduras se colocaron en posición subgingival a ambos lados, en los premolares del lado izquierdo y en los implantes durante seis

\* Licenciada en Odontología. Máster de Periodoncia. Universidad Complutense de Madrid.

\*\* Catedrático del Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial. Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid. España.

semanas. Un mes después se tomaron las biopsias, las cuales mostraron:

- Los signos de destrucción periodontal fueron mas pronunciados tanto clínica como radiográficamente en el lado de los implantes que en el de los dientes.
- El tamaño de la lesión de los tejidos blandos fue mayor en los implantes.
- La lesión en el lado de los implantes se extendió hasta el hueso.

El otro modelo experimental se llevó a cabo por el grupo de Zitzmann et al., en 2004 (3), en otros cinco perros, también con el mismo diseño, pero las ligaduras no se colocaron hasta que se alcanzó una pérdida de altura de hueso de soporte del 40%; entonces las retiran y dejan que se forme placa 12 meses más. También usaron examen clínico y radiográfico. Los resultados mostraron que, en la mayoría de las localizaciones, hubo una pérdida de hueso adicional antes de la retirada de las ligaduras.

Este modelo experimental mostró con más precisión la progresión natural de la enfermedad periimplantaria.

## **¿ES IMPORTANTE EL TIPO DE SUPERFICIE EN LA PROGRESIÓN DE LA ENFERMEDAD PERIIMPLANTARIA?**

Se pueden diferenciar diferentes tipos de materiales en las superficies implantarias: Oro, cromo-cobalto, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, acero inoxidable, titanio, circonio, niobio, tantalio, biocristales de hidroxiapatita, tricalcio; polímeros de fosfato (4) de superficies metálicas como el titanio ofrecen una estabilidad excelente. Son muy resistentes ante la distorsión (5). Los implantes de circonio tienen excelente resistencia a la corrosión, buena biocompatibilidad y alta resistencia ante la fractura. El circonio posee alta resistencia a la fractura gracias a la propiedad de absorción de energía que adquiere en la transformación martensítica de las partículas tetragonales en monoclinicas (6).

La calidad de la superficie puede dividirse en tres categorías: según las propiedades mecánicas, propiedades topográficas, y propiedades físico-químicas (7). Pero no existe literatura que analice la periimplantitis en este tipo de implantes. La topografía de la superfi

cie está en relación al grado de rugosidad de la superficie y de la orientación de las irregularidades de la superficie. Las características físicas dependen de factores tales como la carga y la energía superficial. Una superficie con elevada energía tiene mayor afinidad

por la adsorción.

La composición química o carga superficial de los implantes de titanio difiere dependiendo de la composición global del tratamiento superficial. La composición y carga superficial son críticas para la absorción de proteínas y la inserción celular. La composición química de los implantes de titanio también afecta a la hidrofilia de la superficie. Las superficies con alta hidrofilia son preferibles a las hidrofóbicas según las interacciones con fluidos biológicos, células y tejidos (8, 9).

El uso de superficies micro-rugosas redujo la extensión de la encapsulación fibrosa de los implantes, y aumentó las propiedades biomecánicas de la interfase hueso-implante (10, 11).

Oras estrategias para incrementar la biocompatibilidad y capacidad osteogénica de los implantes metálicos incluyen la modificación de la superficie mediante tapizado con minerales inorgánicos, chorreado con partículas cerámicas, grabado ácido, anodización, spray de plasma, particulados o cementos con contenido de sales de calcio, sobretodo fosfatos de calcio, sulfatos o carbonatos.

Las propiedades de la superficie de los materiales se consideran decisivas en la respuesta de los tejidos ante los materiales. Es importante (12):

- La superficie del material es diferente del volumen del material. Las técnicas tradicionales para analizar las propiedades volumétricas son, por lo tanto, diferentes de aquellas empleadas en la caracterización de la superficie.
- La superficie del material es reactivo. Los átomos carecen de enlaces estables con los átomos vecinos. La superficie tiende a minimizar la energía superficial para proporcionar estabilidad. Por ejemplo, la contaminación de la superficie reduce la energía de interfase.
- El contacto entre los materiales de la superficie de los implantes, y los componentes biológicos, tales como las proteínas y células, y el resultado de este contacto (absorción de las proteínas, reacción de la cascada) son altamente dependientes de las propiedades de la superficie del material.
- La caracterización de las superficies por medio de la utilización de técnicas determinadas, han revelado ciertos de parámetros que pueden describir las propiedades, incluyendo: composición química, estructura, rugosidad, humedabilidad, electro-óptica y propiedades mecánicas.
- La correlación entre las propiedades superficiales

del material y los procesos biológicos son el tema clave para futuras investigaciones.

La rugosidad de la superficie se puede dividir en 3 niveles dependiendo de la siguiente escala de tamaño: macro, micro y nano.

Parece ser que, además, la topografía de la superficie influencia el metabolismo monocito/macrófago dando como resultado una mayor fagocitosis, y produciendo un mayor número de proteasas, señalización de proteínas y citoquinas (13).

El nivel macro se define por las características topográficas, estando en el rango de milímetros a decenas de micras. Esta escala está directamente relacionada con la geometría del implante, con el tornillo de rosca y con tratamientos de superficie macroporosa, dando a la superficie una rugosidad mayor a los 10 nm. La elevada rugosidad da como resultado un engranaje mecánico entre el nuevo hueso y la superficie del implante.

Sin embargo, como consecuencia de esta elevada rugosidad, podría dar lugar a un mayor riesgo de periimplantitis (14). El perfil microtopográfico de los implantes se define por una rugosidad de superficie dentro de un rango de 1-10 nm. Este rango de rugosidad maximiza en engranaje entre el hueso mineralizado y la superficie del implante (15, 16). Los perfiles de superficie en el rango de los nanómetros juegan un importante papel en la adsorción de las proteínas, adhesión de las células osteoblásticas y por tanto el ratio de osteointegración (17).

Se han desarrollado varios métodos para crear una superficie rugosa y aumentar la osteointegración de los implantes de titanio. Diferentes estudios han demostrado que las características de la superficie de los implantes pueden influenciar el grado y el ratio de contacto implante-diente, especialmente en implantes con mayor rugosidad superficial que tiene como consecuencia una mayor integración ósea comparado con superficies de implantes lisas (18, 19).

Se pueden diferenciar dos tipos de superficies de implantes, rugosa y lisa, y éstas se pueden obtener mediante diferentes mecanismos:

**1. Superficies lisas.** Se pueden obtener mediante:

- **Electropulido:** La superficie del implante se trata electroquímicamente mediante inmersión en un baño electrolítico con una corriente eléctrica a través de él.
- **Maquinado:** La superficie se transforma mecánicamente, puliendo y alisando macroscópicamente la

superficie (20). 2. Superficies rugosas. Se pueden obtener:

— **Añadiendo materiales:**

• **Técnica de spray de plasma de titanio, (TPS).** Este método usa un gas noble compuesto de iones, electrones y plasma, los cuales están comprimidos bajo altas temperaturas y se liberan a una velocidad de 3.000 m/sec. A través de este método se obtiene una rugosidad de aproximadamente 15 nm.

— **Eliminando materiales:**

• **Técnica de chorreado de arena y técnica de voladura.** En esta técnica, la superficie del implante se bombardea con una corriente de aire y abrasivo, de arena a una presión controlada, aumentando la superficie de contacto (21).

• **Grabado ácido y técnica de voladura.** En esta técnica, la superficie del implante se bombardea con partículas pesadas de 250-500 nm. Estas partículas son generalmente Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Posteriormente se graba con ácido sulfúrico o clorhídrico. Este tipo de tratamiento de superficie ha demostrado tener los mejores resultados de osteointegración (22).

• **Grabado ácido.** Este proceso se utiliza para el tratamiento de las superficies mediante erosión química.

Todas estas técnicas están diseñadas para alcanzar una correcta osteointegración, la cual fue definida por Brånemark PI, Hansson BO, Adell R et al. en 1977 como la situación en la cual el hueso está en contacto directo con el implante sin tejido conectivo entre ellos o como un contacto directo tanto estructural como funcional (12) entre el hueso y la superficie del implante capaz de soportar la carga (23).

El éxito de los implantes depende del tipo de superficie y de la respuesta del hueso de alrededor.

Hay muchos artículos que comparan diferentes superficies de implantes utilizando diferentes modelos experimentales, ya sea in vitro, animales o estudios clínicos.

Los estudios in vitro han mostrado que las células osteoblásticas tienden a actuar más rápidamente en superficies rugosas, un hecho que se manifiesta en el aumento de la diferenciación de esas células óseas, aumento de la actividad de la fosfatasa alcalina, y aumento en la producción de osteocalcina y colágeno.

En la revisión publicada por Bachle et al. en 2006 (24), pretenden identificar mediante estudios in vitro la interacción de las células osteoblásticas like- MG63 con diferentes superficies de implantes, en cuanto a proliferación, diferenciación y síntesis proteica. Encontraron

nueve artículos relevantes de los cuales se puede concluir que no hay diferencias en la proliferación celular y diferenciación entre superficies tratadas con chorreado de las tratadas con grabado

Este grupo estudió estos parámetros en implantes de circonio en un artículo publicado en 2007, el propósito del artículo era investigar el efecto de la rugosidad de la superficie en la proliferación, morfología y propagación de las células osteoblastos-like CAL72-cultivados en ZrO<sub>2</sub>.

En los implantes de titanio, la respuesta de las células osteoblásticas like-MG63 fueron estudiadas por J. Links et al. en 1998 para determinar cuándo la composición de la superficie o microtopografía son variables importantes a la hora de determinar el fenotipo osteoblástico; para ello examinan la respuesta de las células MG63 en superficies maquinadas frente a lisas (valores Ra) de Ti y de aleaciones de Ti. Entonces compararon los resultados con los de sus trabajos previos en los que usaban chorreado de grano para obtener valores Ra similares. En resumen, la proliferación celular, diferenciación, síntesis de proteínas y producción del factor local están afectadas por la rugosidad de la superficie y composición. En cuanto a superficie lisa vs rugosa, esta última mostró mayor diferenciación y crecimiento celular así como mayor producción de factor local. La composición de la superficie también juega un importante papel en la diferenciación. No se conoce aún cual es la propiedad del material que induce ciertas respuesta celulares, pero este estudio sugiere que las superficies rugosas podrían jugar un papel importante y son el mayor diseño para implantes por su microtopografía de superficie.

La topografía de la superficie fue examinada escaneando microscópicamente los electrones y mediante perfilometría. Se examinó a los 3, 6, y 12 días, y al día 12 se observó que la morfología y zona celular cubierta estaban determinadas. La proliferación celular mostró se mayor de manera estadísticamente sig

nificativa en el día 3 para las superficies tratadas frente a las maquinadas, pero no a los días 6 y 12.

Por lo que concluyen que la morfología celular y área celular cubierta no están afectadas por el tipo de susto.

La respuesta biológica al nivel de hueso está modelada por varias moléculas tales como la vitamina D<sub>3</sub>, factores de crecimiento locales, TGF-β y PGE<sub>2</sub>, (25, 26). Por

lo tanto, TGF-β estimula replicación de las células precursoras de osteoblastos y síntesis de colágeno. Bajas concentraciones prostaglandina, PGE<sub>2</sub>, estimulan el crecimiento de hueso y la síntesis de colágeno tipo I. A altas concentraciones tienen el efecto opuesto. La vitamina D<sub>3</sub> estimula la expresión y actividad de la fosfatasa alcalina, junto con un aumento en la producción de colágeno tipo I y células de osteocalcina y osteoblastos.

Las superficies de los implantes actúan como una superficie retentiva para la agregación de bacterias, y eso es un factor vital para la enfermedad periimplantaria, Amoroso Pier-Francesco et al., en 2006 (27), publicaron un artículo in vitro en el cual evalúan el efecto de la superficie sobre diferentes superficies modificadas (diferentes rugosidades y diferente hidrofobia) en la adhesión de bacterias patógenas periodontales, *P. gingivalis*.

Utilizan 16 muestras de titanio de diferentes rugosidades (de Ra 34,57 a 449,42 nm) las cuales se prepararon usando procedimientos de pulido específicos. 6 muestras mas fueron modificadas químicamente con chorreado con plasma de Argón e inmersión en solución de Silano para obtener diferentes hidrofobicidades.

Para evaluar el efecto de estas modificaciones sobre la adherencia bacteriana se utilizó un modelo de adherencia in Vitro *Porphyromonas gingivalis*.

Una reducción significativa en la adhesión se observó en la superficie de categoría "muy lisa" (Ra 34,57 \_ 5,79 nm), pero en las otras tres categorías: "lisa" (Ra 155,00 \_ 33,36 nm), "rugosa" (Ra 223,24 \_ 9,86 nm) o "muy rugosa" (Ra 449,42 \_ 32,97 nm) no se observó.

Los cambios superficiales en la hidrofobicidad no mostraron tampoco efecto sobre la adhesión.

Por lo tanto, en este estudio se puede concluir que la adhesión de *P. gingivalis* a superficies de titanio fue inhibida a niveles de rugosidad por debajo de aquellos que normalmente se hallan en los pilares de los implantes de titanio (Ra 350 nm). Estos hallazgos pueden ser propuestos como punto de partida para el futuro diseño de los pilares de implantes con el objetivo de reducir la colonización bacteriana.

El género *Actinomyces* es un componente fundamental de la flora indígena también, siendo de los primeros colonizadores y afectando, por tanto, a la superficie de los implantes; el estudio de Nanna Sarkonen et al. de 2006 (28) tienen como objetivo investigar la distribución de diferentes especies *Actinomyces* en especímenes ex-

plantados para clarificar el papel de éstas en biomateriales orales relacionados con infecciones del biofilm, esto se lleva a cabo en un grupo de pacientes con fracaso de la terapia implantaria.

Los tipos de implantes fueron los siguientes (18): Brånemark (9 implantes en maxilar y 9 en mandíbula), 10 Astra (8 maxilares y 2 mandibulares) y 5 del tipo ITI de Straumann (2 maxilares y 3 mandibulares). La identificación se realizó por medio de test bioquímicos y cromatografía de líquido-gas y cuando fue necesario mediante identificación basada en la secuencia 16S rRNA. *Actinomyces* fue el género bacteriano más prevalente en estos implantes fracasados colonizando 31/33 (94%).

Los resultados sugieren que la especie *Actinomyces* son colonizadores frecuentes en la superficie de implantes fracasados donde *A. odontolyticus* fue el más común de la especie *Actinomyces*.

La respuesta inflamatoria es el primer paso en la identificación de la periimplantitis, ésta fue estudiada por el grupo de Nuchjaree J. Pongnarisorn en 2007 (29), analizando en diferentes superficies de implantes (grabado ácido vs leve oxidación anódica vs maquinados vs superficie maquinada con una muesca circunferencial de 0,4 de profundo por 0,4 de ancho), con el objetivo de analizar la naturaleza de esta reacción inflamatoria en los tejidos periimplantarios circundantes, mediante inmunohistoquímica, en un modelo en perros. Además, se identificaron y cuantificaron patógenos periodontales mediante PCR

Este tipo de estudio se lleva a cabo en 8 perros raza Grayhound, en la zona de premolares inferiores, los cuales fueron extraídos y, tras 1 mes de cicatrización, se colocaron los implantes transmucosos con diferentes superficies de manera randomizada; un total de 4 superficies diferentes en cada perro:

- Tipo A: superficie obtenida mediante grabado ácido, grabando la superficie de titanio con una mezcla de ácido fluorhídrico y Nítrico en un solo procedimiento: Sa= 0,31. — Tipo B: superficie maquinada estándar de Brånemark: Sa= 0,23.
- Tipo C: superficie maquinada con una muesca circunferencial: Sa= 0,39. — Tipo D: superficie preparada mediante leve oxidación anódica: Sa= 0,36.

A los 6 meses se obtuvieron las biopsias y las muestras de placa. El área de infiltrado inflamatorio y la naturaleza de las células de éste se determinaron mediante

inmunohistología. La PCR se utilizó para determinar los patógenos periodontales.

En los resultados, encontraron que el infiltrado inflamatorio estaba asociado con todas las superficies de los implantes y se encontró sobretodo en la zona subepitelial y perivascular. Las células T fueron las predominantes del infiltrado inflamatorio. La superficie tipo C mostró mayor infiltrado que la B. En cuanto a los hallazgos microbiológicos, todas las superficies mostraron números similares de *Tannerella forsythia*, *Fusobacterium nucleatum* y *Porphyromonas gingivalis*. *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, no se detectó en ninguna muestra.

Por lo tanto, se puede concluir que el desarrollo de la inflamación asociado a los implantes es independiente del tipo de superficie. Las diferentes superficies no influyeron en la naturaleza del infiltrado siendo las células T las predominantes en todas las lesiones. La microbiota no mostró estar afectada por las diferentes superficies.

Rossi et al., en 2008 (30), estudiaron también la respuesta de los tejidos periimplantarios sobre la superficie de implantes TiO<sub>2</sub> nanoporosos en un modelo in vivo, en el que evalúan la inserción tisular en la superficie de implantes TiO<sub>2</sub> tratados y no tratados en 6 perros Beagle.

Se preparó una película de TiO<sub>2</sub> nanoporoso en el cuello del implante (n= 24), utilizando un gel descrito por Areva et al. (2004).

Utilizando como referencia un estudio previo de 2007 de este mismo grupo en el que evalúan la rugosidad de los implantes, estimaron ésta como Sa= 0,255 mm, Sq= 0,322 mm (Rossi et al 2007). Implantes ITI no tratados se usaron como controles (n= 16). Se colocaron los implantes en la región de premolares. Se realizó el análisis histológico e histomorfométrico y los resultados no mostraron reacción inflamatoria en los tejidos alrededor de la superficie modificada de los implantes. Además en estos implantes las células de la lamina basal del epitelio de unión mostraron una apariencia normal con fibras de anclaje asociadas a fibras colágenas.

Se puede concluir, por tanto, que la superficie nanoporosa TiO<sub>2</sub> ofrece una Buena inserción de tejidos blandos y hueso marginal alrededor de los implantes en comparación con los implantes de titanio estándar. Sin embargo, estos resultados necesitan ser verificados en condiciones de carga.

Messer et al., en 2009 (31), publicaron un estudio en el que intentaban ver los efectos de la hiperglucemia, función celular alterada, o mediadores inflamatorios en la corrosión de los implantes y su repercusión en la osteointegración. En este estudio, las propiedades de la corrosión de implantes de titanio maquinados se estudiaron en sangre, cultivo de células monocíticas y soluciones con concentración elevada en dextrosa. La secreción de IL-1beta no se alteró bajo las condiciones de corrosión o exposición del implante. Los resultados sugieren que el estrés inflamatorio y la hiperglucemia pueden incrementar la corrosión de implantes de titanio, pero que a la larga condiciones electroquímicas más agresivas serán necesarias para comprobar estos resultados.

Normalmente hay dos tipos de implantes con superficies que se presenten como superficies bioactivas:

1. *Implantes con fosfato de calcio.* Basa su actividad en la habilidad de formar apatita estimulando la función celular para así crear una interfase de hueso y carbonato de calcio (34).
2. *Implantes con fluoruro.* Los resultados obtenidos con este tipo de superficies muestran una Buena adhesión a la interfase de hueso comparada con los controles, demostrando una respuesta bioactiva de estos implantes (35).

Tras esta pequeña revisión, podemos decir que las superficies moderadamente rugosas comparadas con las lisas tienen beneficios clínicos y que las superficies bioactivas han de ser consideradas como el futuro (36).

Estos intentos se en la actualidad se llevan a cabo con el fin de obtener el recubrimiento del implante, cuando hablamos de superficies bioactivas, minerales, iones, o moléculas tales como algunas hormonas, están

involucradas en el metabolismo del hueso, así como factores de crecimiento del hueso, etc., los cuales podrían favorecer una respuesta ósea más rápida y adecuada. En este campo, hay dos moléculas que se han valorado para su posible aplicación en ciertas enfermedades óseas: la melatonina (MLT) y la hormona del crecimiento (GH).

La primera estimula la formación de hueso y, la segunda, actúa en la remodelación ósea (37).

## CONCLUSIONES

- La progresión espontánea de la periimplantitis está asociada a la inflamación aguda y destrucción tisular.

- La progresión espontánea de la periimplantitis inducida experimentalmente ocurre en implantes con distinta geometría y características de superficie. Aunque la progresión es más pronunciada en los implantes tipo D (de superficie TiUnite) (38).
- El tabaco es el factor de riesgo más importante en la formación de la mucositis periimplantaria. La rugosidad de la superficie tiene influencia sobre los signos clínicos de la mucositis.
- El tipo de dentición influencia la microbiota periodontal en la localización del implante.
- El tipo de superficie de implante influencia la colonización bacteriana.
- Existe una relación positiva entre el contacto hueso-implante y la rugosidad de la superficie (39).
- La mayoría de las superficies han demostrado eficacia clínica (>95% tras 5 años, tras numerosos estudios in Vitro e in vivo. El papel exacto de la química y topografía de la superficie de los implantes durante los acontecimientos tempranos en el proceso de osteointegración.
- La mayoría de estos estudios in vivo e in vitro no están estandarizados, usan diferentes superficies, poblaciones celulares o modelos animales (40).
- Los avances en el conocimiento de los efectos biológicos dará lugar a implantes con mejora en la respuesta tisular y clínica.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Puleo DA, Thomas MV. Implants surfaces. Dent Clin North Am 2006;50:323-38.
2. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. Clin Oral Impl Res 1992;3:9-16.
3. Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J: Spontaneous progression of experimentally induced periimplantitis. J Clin Periodontol 2004; 31:845-9.
4. Jan Eirik Ellingsen. Surface configurations of dental implants. Periodontology 2000, 1998;17:36-46.
5. Anja Zembic, Irena Sailer, Roland Ernest Jung, Christoph Hans Franz, Hammerle. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clin. Oral Impl. Res 2009; 20:802-8.
6. Isabella Rocchietta et al Surface-modified zirconia

- implants: tissue response in rabbits *Clin. Oral Impl. Res* 2009;20:844-50.
7. Tomas Albrektsson, MD, PhD, ODhca/Ann Wennerberg, DDS, PhD Oral Implant Surfaces: Part 1-Review Focusing on Topographic and Chemical Properties of Different Surfaces and in vivo Responses to them. *Int J Prosthodont* 2004;17:536-43.
  8. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, et al Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529-33.
  9. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A* 2005;74:49-58.
  10. Abron A, Hopfensperger M, Thompson J, Cooper LF. Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. *J Prosthet Dent* 2001;85:40-6. miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
  11. Rønold HJ, Ellingsen JE. Effect of micro-roughness produced by TiO<sub>2</sub> blasting - tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials* 2002;23:4211-9.
  12. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1977(suppl);16:1-132.
  13. Schmidt JA, von Recum AF. Macrophage response to microtextured silicone. *Biomaterials* 1992;13:1059-69.
  14. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, et al A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:159-65.
  15. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:11-9.
  16. Wennerberg A, Albrektsson T, Albrektsson B, Krol JJ. Histomorphometric and removal torque study of screwshaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implant Res* 1996;6:24-30.
  17. Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH, et al Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004;35:124-33.
  18. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson CB, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clinical Oral Implants Research* 1998;9:11-9.
  19. Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL. A human histologic analysis of osseotite and machined surface using implants with 2 opposing surfaces. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 1999;19:117-29.
  20. Cordioli G, Majzoub Z, Piatrelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:668-74.
  21. Piatelli A, Scarano A, Piatelli M, Calabrese L. Direct bone formation on sand-blasted titanium implants: an experimental study. *Biomaterials* 1996;17:1015-8.
  22. Buser D, Belser UC, Lang NP. The original one stage dental implant system and its clinical applications. *Periodontol* 2000, 1998;17:106-18.
  23. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry.* Quintessence Publishing Co, Chicago. 1985.
  24. Bächle M, Kohal RJ. A systematic review of the influence of different titanium surfaces on proliferation, differentiation and protein synthesis of osteoblast-like MG63 cells. *Clin. Oral Impl. Res* 2004;15(6):683-92.
  25. Boyan BD, Batzer R, Kieswetter K, Liu Y, Cochran DLK, et al Titanium surfaces roughness alters responsiveness of MG63 osteoblast-like cells to 1 alpha, 25-(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub>. *J Biomed Mater Res* 1998;39:77-85.
  26. Pappalardo S, Baglio OA, Cappello V, Mortellaro C, Grassi FR. Implant surface and osseointegration. *Minerva Stomatol* 2005;54:661-73.
  27. Amoroso 2006 Pier-Francesco et al. Surface modi-

- fied titanium and adherence of *Porphyromonas gingivalis* Clin. Oral Impl. Res 2006;17:633-7.
28. Sarkonen N et al Characterization of Actinomyces species isolated from failed dental implant fixtures. Anaerobe 2005;11 232:231-7
29. Pongnarisor N, Gemmell E, Tan AES, Henry PJ, Marshall RI, Seymour GJ. Inflammation associated with implants with different surface types. Clin. Oral Impl. Res 2007;18:114-25.
30. Rossi S, Tirri T, Paldan H, Kuntsi-Vaattovaara H, Talamo R, Närhi T. Peri-implant tissue response to TiO<sub>2</sub> surface modified implants. Clin. Oral Impl. Res. 2008;19:348-55.
31. Messer RL, Tackas G, Mickalonis J, Brown Y, Lewis JB, Wataha JC. Corrosion of machined titanium dental implants under inflammatory conditions J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009 Feb;88(2):474-81.
32. Karbach J, Callaway A, Kwon YD, d'Hoedt B, Al-Nawas B. Comparison of five parameters as risk factors for perimucositis. Int J Oral Maxillofac Implants 2009 MayJun;24(3):491-6.
33. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2 -review focusing on clinical knowledge of different surfaces. Int J Prosthodont 2004b;17:544-64.
34. Jansen JA, Brugge P, Van Der Waal E, Vredenberg A, Wolke J. Osteocapacities of calcium phosphate ceramics. In: Ellingsen JE, Lyngstadaas SP(eds). Bioimplant Interface. Boca Raton, FL:CRC 2003:305-22.
35. Ellingsen JE. Increasing biocompatibility by chemical modification of titanium surfaces. In: Ellingsen JE, Lyngstadaas SP(eds) Bioimplant Interface. Boca Raton, FL:CRC 2003;323-40.
36. Jokstad A, Brägger U, Brunski J, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. Int Dent J. 2003;53:409-43.
37. Cutando A, Gómez-Moreno G, Arana C. Superficies bioactivas en implantología: una nueva perspectiva. Avances Periodoncia 2007;19 (supl. 1) Madrid feb.
38. Albouy J-P, Abrahamsson I, Persson LG, Berglundh T. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface characteristics. An experimental study in dogs: histological observations. Clin. Oral Impl. Res 2009;20: 366-71.
39. M.M. Shalabi, A. Gortemaker, M.A. Van't Hof, J.A. Jansen, and N.H.J. Creugers. Implant Surface Roughness and Bone Healing: a Systematic Review. J Dent Res 2006;85 (6):496-500.
40. L. Le Guéhennec et al., Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration, Dental Materials (2006), doi:10.1016/j.dental.2006.06.025.

## **CORRESPONDENCIA**

A. Bascones Martínez Facultad de Odontología Universidad Complutense de Madrid

Correo electrónico: antbasco@odon.ucm.es