

**TESIS DOCTORAL**

**TÍTULO: CARACTERIZACIÓN TOPOGRÁFICA DE IMPLANTES  
DE USO COMERCIAL**

**UNIVERSIDAD DE GRANADA**



**PROGRAMA DE DOCTORADO: INVESTIGACIÓN EN ESTOMATOLOGÍA**

**DOCTORANDO: AMPARO MENDOZA ARNAU**

**DIRECTORES: PROF. JUAN IGNACIO ROSALES LEAL**

**PROF. MANUEL VALLECILLO CAPILLA**

**PROF. MIGUEL ÁNGEL CABRERIZO VÍLCHEZ**

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales  
Autora: Amparo Mendoza Arnau  
ISBN: 978-84-9125-812-4  
URI: <http://hdl.handle.net/10481/43610>





El doctorando Amparo Mendoza Arnau y los directores de la tesis Ignacio Rosales Leal, Manuel Vallecillo Capilla y Miguel Ángel Cabrerizo Vílchez garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Granada 9 Noviembre 2015

Fdo.: Dr. Juan Ignacio Rosales Leal

Director/es de la Tesis

Fdo.: Amparo Mendoza Arnau

Doctorando

Fdo.: Dr. Manuel Vallecillo Capilla

Director/es de la Tesis

Fdo.: Miguel Cabrerizo Vílchez

Director/es de la Tesis

A Juan Carlos, a mis tres soles: Andrés, Amparo y Jorge.

A mi madre.

## **AGRADECIMIENTOS**

Quisiera comenzar expresando mi más sincero agradecimiento a los directores de esta tesis, al Profesor Manuel Vallecillo quien ha sido mi maestro y amigo, gracias por orientarme y dirigirme durante todos estos años, por sus sabios consejos, y sobre todo por su generosidad al abrirme las puertas de la investigación.

Al Profesor Juan Ignacio Rosales Leal, por dedicarme su valioso tiempo, ayudarme a sacar adelante este trabajo con constancia e implicación y por su apoyo personal.

También quiero agradecer a mis profesores y compañeros del Máster de Cirugía Bucal e Implantología, que han sabido entenderme y escucharme en los momentos más duros, gracias por todos los buenos momentos que pasamos juntos.

A mi esposo, Juan Carlos, por su amor y por ser como es.

A mis tres hijos, mi fuente de curiosidad e inspiración.

Y, por supuesto, a mi madre, por ser mi ejemplo a seguir: alegre, constante y luchadora.



## ÍNDICE

<b>I. RESUMEN</b>	<b>1</b>
<b>II. INTRODUCCIÓN</b>	<b>2</b>
<b>III. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS</b>	<b>33</b>
<b>IV. MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>35</b>
<b>V. RESULTADOS</b>	<b>41</b>
<b>VI. DISCUSIÓN</b>	<b>48</b>
<b>VII. CONCLUSIONES</b>	<b>64</b>
<b>VIII .BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>66</b>





## I. RESUMEN

**RESUMEN:**

**Objetivo:** Caracterizar la topografía superficial de 17 implantes de uso comercial.

**Diseño del estudio:** Los implantes analizados fueron: Avantblast(Defcon), Ankylos (Densply, Friadent), Bego (Semados), BioHorizons (Implant systems), Gmi (Frontier), essential(Klockner), Ti-Unite(NobelReplace) Osseospeed(Astra Tech Dental), (SLActive)Straumann, Xive (Densply, Friadent) , TSV MTX (Zimmer®), Certain (Biomet 3i), Tissue Level (Straumann), Interna (BTI), MG-InHex (MozoGrau), SPI (Alphabio), Hikelt (Bioner). La topografía superficial se determinó con un microscopio confocal de luz blanca. Los parámetros de rugosidad obtenidos fueron: Ra, Rq, Rv, Rp, Rt, Rsk, Rku. Los resultados se analizaron con los test ANOVA unifactorial y Student-Neuman-Keuls ( $p < 0.05$ ).

**Resultados:** Certain y Hikelt obtuvieron la Ra y Rq más altas, seguido de Tissue Level; Interna, SPI obtuvieron valores menores seguidos de MG-InHex que obtuvo los valores más bajos. Rv siguió la misma tendencia. Certain obtuvo la Rp más alta seguido de SPI y Hikelt, después Interna y Tissue Level y los valores más bajos MG-InHex. Certain obtuvo la Rt más alta seguido de Interna y Hikelt después SPI, Tissue Level y, por último MG-InHex. Rsk fue negativa (superficie agujereada) en los sistemas MG-InHex, SPI y Tissue Level y positiva (superficie puntiaguda) en el resto. La Rku fue mayor de 3 (Leptokurtoica) en Tissue Level, Interna, MG-InHex, SPI y menor de 3 (Platikurtoica) en Certain y Hikelt.

**Conclusiones:** El tipo de implante condiciona la topografía superficial, existiendo diferencias en los parámetros de rugosidad entre las diferentes marcas de uso clínico.

**Palabras clave:** Implantes uso clínico, topografía, microscopia confocal.



## II. INTRODUCCIÓN

## INTRODUCCIÓN

El uso de implantes dentales está cada vez más extendido en la práctica diaria. Existen muchos fabricantes de implantes, ofreciendo tratamientos de superficies muy diferentes entre ellos (Sykaras N y cols.2000; Elligsen JE y cols. 2004).

El tratamiento superficial es crucial para una rápida y duradera osteointegración (Botticelli D y cols.2003, Keller JC y cols. 2003, Szmukler-Moncler S y cols. 2004). En función del tratamiento que se aplica a las superficies se observa una topografía distinta con parámetros de rugosidad variables (Buser D y cols. 1998, Buser D y cols. 1991).

El estudio de la topografía superficial es de gran importancia ya que la topografía condiciona la respuesta celular (Buser D y cols. 1998, Rosales-Leal J.I y cols. 2010, Wong M y cols. 2011). Optimizar la topografía permite el uso de implantes en situaciones con hueso poco favorable, elevación de seno, implantes postextracción y, como consecuencia, una supervivencia mayor a largo plazo de las rehabilitaciones orales implantosoportadas.

El diseño del implante y las condiciones de la superficie afectan a la dinámica de la osteointegración. En el diseño de la interfase hueso-implante se presentan las siguientes cuatro fases diferenciadas: integración quirúrgica, dinámica de curación, período de carga precoz, período de carga tardía. El conjunto global del diseño del implante y el estado de la superficie influyen en estos cuatro procesos, a menudo como factores independientes (tabla1). El proceso quirúrgico de la implantología requiere la fijación inicial y la eliminación del movimiento relativo durante las fases de desarrollo de la interfase hueso-implante. El diseño del implante es de gran importancia para llevar a cabo este paso inicial; sin embargo la condición superficial del implante también puede ser un factor contribuyente. Cuando el diseño del implante es un cilindro y/o la calidad del hueso es pobre, la rugosidad superficial del implante mejorará la fijación quirúrgica del mismo.

Tabla 1. Estudios que han evaluado el papel del diseño del implante y las condiciones superficiales en la integración hueso-implante

<b>integración quirúrgica</b>	<p>Condición de la superficie</p> <p>Diseño del implante</p>	<p>Shalabi y cols</p> <p>O^Sullivan y cols</p>	<p>Valores de torque de extracción mayores para superficie rugosa(76,6 N/cm) frente a la superficie lisa (50 N/cm)</p> <p>En la tibia los valores de la frecuencia de resonancia eran mayores para implantes cónicos de grado 1 en comparación con los control</p>
<b>dinámica de curación</b>	<p>Forma de rosca</p> <p>Condiciones de superficie</p>	<p>Steigenga y cols</p> <p>Hermann y cols</p>	<p>Los implantes de rosca cuadrada tienen un mayor valor de BIC (74,37%) en comparación con los de forma en V (65,46%) y los roscados de contrafuerte inverso (63,05%).</p> <p>No se detectaron cambios significativos en relación a la pérdida de hueso alrededor de implantes de superficie rugosa colocados en la cresta del hueso; implantes colocados con cuello liso 1,5mm por debajo de la cresta provocaron pérdida de hueso a nivel de la interfase lisa/rugosa del implante</p>

<b>período de carga precoz</b>	Condiciones de la superficie  Diseño del implante	Degidi y cols  Degidi y cols	los implantes cargados inmediatamente, a pesar de la condición superficial, presentaron altos valores de BIC (80,6%) La pérdida de hueso vertical era más pronunciada para implantes cilíndricos (BIC 60-65%)
<b>período de carga tardío</b>	Diseño del implante	Jeffcoat y cols	Los implantes de HA cilíndricos mostraron mayor tasa de éxito a los 5 años después de la restauración (99,0%) seguidos de los implantes de HA roscados (97,9%)

El período de curación inicial de un implante es la fase del proceso de osteointegración que está afectado principalmente por la condición superficial del implante. Las superficies rugosas aumentan el porcentaje de contacto hueso-implante (CIH) durante el proceso inicial de curación. Las superficies rugosas mejoran el CIH durante la curación inicial y disminuyen la pérdida ósea marginal antes de la carga oclusal (Hermann y cols.).

El período de carga precoz de un implante tiene consideraciones para el diseño del cuerpo del implante y el estado de su superficie. El esfuerzo es igual a la fuerza dividida por el área sobre la cual es aplicada y está directamente relacionado con la deformación observada en el hueso. El CIH depende de la deformación entre el hueso

y el implante. Cuando la deformación está dentro de la zona fisiológica del hueso, la interfase hueso-implante puede mantener una organización de hueso lamelar, la cual está organizada y mineralizada y es la mejor para resistir cargas oclusales en la interfase. El diseño del implante puede afectar al período inicial de carga del mismo.

El período de carga tardío de un implante comienza a aparecer a partir de los 3 y 5 meses y continúa durante la vida útil de la interfase del implante. La condición superficial del implante es menos importante durante este período de tiempo. El diseño del implante es lo más importante en el período de carga tardío.

La observación de que el hueso puede crecer sobre estructuras de titanio originó un nuevo camino en el estudio del anclaje intraóseo para prótesis dentales (Branemark y cols. 1969). Una vez que el implante se inserta en su sitio del hueso, se inicia una cascada de acontecimientos biológicos. En primer lugar se produce la osteoconducción, que implica el reclutamiento y la migración de células osteogénicas a la superficie del implante. En segundo lugar se produce la formación de hueso nuevo que causa la formación de una matriz interfacial mineralizada seguida de un proceso de remodelación de hueso. Este fenómeno puede estar bajo la influencia de la microfotografía de superficie (Davies JE 2003). El estado superficial de un implante no es el único requisito exigido para asegurar un anclaje duradero del implante. El material de implante, el estado de hueso, la técnica quirúrgica, la calidad superficial, el diseño del implante y las condiciones de carga del implante están relacionados con el éxito a largo plazo de la interfase directa hueso-implante (Albrektsson T y cols. 1981).

El CIH se puede utilizar para evaluar la estabilidad de un implante, y valores superiores al 50% parecen ser satisfactorios para resultados protésicos estables (Albrektsson T y cols. 2003). Se ha empleado la fuerza de torque de desinfección para describir el anclaje de un implante, de tal modo que cuanto más alto es este valor, mayor es la fuerza biomecánica de la interfase hueso-implante (Klokkevold y cols. 1997). Estos valores están bajo la influencia de factores tales como el período de curación, el protocolo de carga y la metodología experimental del estudio. Parece ser

que los resultados obtenidos en estudios realizados en seres humanos son más fiables que las conclusiones obtenidas en estudios realizados en animales o in vitro. Es más prudente realizar algunos análisis en modelo animal (evaluaciones histológicas o de torque de desinfección de implantes exitosos), y en estudios in vitro es importante esclarecer la respuesta de células en contacto con superficies diferentes.

los estudios científicos comparan con frecuencia los valores de parámetros de una dimensión para describir la rugosidad de una superficie, basada en la evaluación de sus picos y valles. Es común utilizar solamente parámetros representativos de la altura: la media aritmética de la desviación de la altura desde un plano medio (también denominado Ra si se accede con evaluación bidimensional, o Sa, si se accede con evaluación tridimensional (Wennerberg A y cols. 2000). Debe describirse cada superficie mediante la combinación d parámetros representativos de altura y espacio.

Branemark y cols (1969) describieron por primera vez el fenómeno de la "osteointegración" y lo describieron como "el contacto directo entre el hueso vivo y una superficie de implante funcionalmente cargada sin tejido blando interpuesto observado a nivel del microscopio óptico" (Jalbout Z y cols. 2004 ). El titanio es un metal que presenta un bajo peso, una alta relación resistencia/peso, un bajo módulo de elasticidad, una resistencia excelente a la corrosión , una excelente biocompatibilidad y fáciles modelado y acabado (Lautenschlager EP y cols. 1993). Debido a estas propiedades el material más extensamente utilizado en la fabricación de implantes dentales, en forma de titanio comercialmente puro (cpTi) o como una aleación. La aleación que se utiliza con más frecuencia (titanio-6 aluminio-4 vanadio Ti6Al4V) está formada por un 90% de titanio, un 6% de aluminio (disminuye el peso específico y mejora el módulo elástico) y un 4% de vanadio (disminuye la conductividad térmica y aumenta la dureza) (Scarano y cols. 2005). Los implantes de titanio, después de su exposición al aire, se forma una capa de óxido sobre la superficie (de unos 2 a 5 nm de espesor). Esta capa es el material que está en contacto con los tejidos del cuerpo(Lausmaa J y cols. 1986; Arys A y cols. 1998).



**SUPERFICIES FRESADAS:**

Las superficies fresadas eran las superficies más comúnmente utilizadas en el pasado. A estas superficies también se las llama maquinadas o pulidas, pero su observación microscópica revela la presencia de una leve rugosidad debido a los surcos y elevaciones producidos durante el proceso de fresado. Por este motivo debería evitarse el uso del término pulido (Scarano y cols. 2005). Una de las características principales de las superficies fresadas es que es posible observar una osteogénesis a distancia.

Se propusieron modificaciones para cambiar las características de la superficie de fresada a áspera, para mejorarla estabilización del implante y para incrementar el área superficial (Johansson CB y cols.1998; Kasemo B y cols 1983;Thomas KA y cols. 1987). Además, se observó que la morfología de la superficie desempeña un papel importante en el comportamiento celular (Cheroudi B y cols. 1987; Brunette DM y cols. 1988). Parece ser que la interacción de la superficie con los medios de cultivo y el suero afecta directamente a la inserción de los osteoblastos y a su posterior proliferación y diferenciación (Browers KT y cols.1992; Boyan BD y cols.1988), así como a la producción de reguladores de células locales, tales como el factor de crecimiento transformante  $\beta$ (TGF- $\beta$ ) y la prostaglandina E<sub>2</sub> (PGE<sub>2</sub>) (Kieswetter K y cols. 1996; Doillon CJ y cols 1987; Martin JY y cols.1995;Rupp F y cols 2006).

En la preparación de las superficies modificadas, se han estado utilizando métodos aditivos (p.ej., rociado por plasma, recubrimiento de HA) o métodos de sustracción (p.ej., chorreado de partículas, grabado con ácido); aún se está definiendo el tipo óptimo de superficie. Como muestra un estudio, recomendó que la rugosidad ideal para una superficie fresada que idealmente provocaría una respuesta más firme del hueso debía ser de 0,9 a 1,3  $\mu$ m de media (Wennerberg A y cols.1995). Sin embargo, otro estudio reflejó que en el rango de los 4,0  $\mu$ m se redujo la proliferación osteoblástica pero no se bloqueó, se mejoró la diferenciación fenotípica y las células

en superficies más lisas presentaron una pérdida del fenotipo osteoblástico diferenciado (Lincks J y cols. 1998) De hecho parece ser que los valores promedio de la rugosidad solo son útiles como una referencia, y se han estudiado otros factores como la humidificación y la energía libre( Rupp F y cols.2006) para clarificar sus influencias en la formación de hueso junto con la rugosidad media.

### **SUPERFICIES CHORREADA**

El tratamiento del núcleo metálico con chorreado de partículas crea estas superficies modificadas. Este proceso depende del número y de la velocidad de las rotaciones a las cuales es sometido el implante, así como de la presión y el tamaño de las partículas utilizadas (Scarano A y cols.2005; Wennerber A y cols.1996). El procedimiento de impacto por chorreado de partículas se realiza con el objetivo aumentar la irregularidad de la superficie del implante, utilizando agentes como el óxido de aluminio. ( $Al_2O_3$ , también llamado alúmina )y  $TiO_2$ . Los análisis de diferentes superficies de implante revelaron que las muestras tratadas con chorreado de partículas mostraron la mayor variabilidad del aspecto superficial. Los investigadores han sugerido que esta característica puede ser explicada por un inadecuado recambio de las partículas usadas debido a que se pueden romper después del uso; estos fragmentos se pueden reutilizar en lugar de ser desechados después de una sola aplicación ( Szmukler-Moncler S y cols. 2004). La tabla 2 muestra estudios comparativos en los cuales se evaluaron implantes tratados por impacto de chorro de partículas.

Tabla 2. Estudios comparativos que utilizaron implantes erosionados con chorreado de partículas

AUTOR	SUPERFICIE DEL IMPLANTE	RESULTADOS	HALLAZGOS
<b>Wennerberg y cols.</b>	1. Chorreada coa Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (partículas de 25 nm, 75nm y 250nm) 2. Fresada	Valores de CIH: 1. 31 a 47% 2. 18 a 23%	Las superficies chorreadas mostraron más hueso en contacto con la superficie del implante que las superficies frezadas
<b>Wennerberg y cols.</b>	1. Chorreada coa Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (partículas de 25 nm) 2. Chorreadas con TiO <sub>2</sub> (partículas de 25 nm)	Valores de CIH: 1. 49,2% 2. 47,6% Torque extracción: 1. 26,5N/cm 2. 24,9N/cm	No se observaron valores estadísticamente diferentes con respecto a los valores de CIH en el torque de extracción entre las superficies chorreadas con el mismo tamaño de partícula
<b>Wennerberg y cols.</b>	1. Chorreadas con TiO <sub>2</sub> (partículas de 25 nm) 2. Fresada	Valores de CIH: 1. 40,9% 2. 34,5% Torque extracción: 1. 35,4% 2. 29,2%	Los valores de CIH no eran significativamente diferentes entre los implantes; sin embargo, los implantes chorreados con TiO <sub>2</sub> necesitaban una fuerza de torque significativamente mayor que para los implantes fresados
<b>Gotfredsen y cols.</b>	1. Chorreadas con TiO <sub>2</sub> (partículas de 10 a 53 nm) 2. Fresada	Torque extracción: 1. 150N/cm 2. 60N/cm	CIH no significativamente diferente, pero los implantes chorreados presentaron valores mayores de torque de extracción que las zonas fresadas
<b>Ivanoff y cols.</b>	1. Chorreadas con TiO <sub>2</sub> (partículas de 25 nm) 2. Fresada	Valores de CIH: 1. 37% 2. 9%	CIH significativamente mayor para implantes chorreados que par implantes fresados

Se ha demostrado en algunos estudios que el chorreado de partículas permite la adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos (Bowers KT y cols.1992; Schwartz Z y cols.1996). Por otra parte, se han encontrado fibroblastos adheridos con más dificultad a esta superficie, esto podría limitar la proliferación de tejido blando y potencialmente favorecer la formación de hueso (Abron A y cols.2001; Blumenthal NC y cols. 1989).

Los procedimientos de chorreado de partículas dejan partículas residuales en la superficie del implante, lo cual podría modificar el proceso de curación del hueso. Algunos autores creen que la presencia de restos de partículas de  $Al_2O_3$  puede ser beneficiosa para la osteointegración, catalizando este proceso (Wennerberg A. y cols. 1996), mientras que otros investigadores creen que los iones de aluminio pueden perjudicar la formación de hueso por una posible acción competitiva con el calcio (Blumenthal NC y cols. 1989; Savarino L y cols 1993; Darwell BW y cols.1995).

### **Superficies rociadas con plasma:**

Se observó que alrededor de los implantes dentales se formó hueso sin una capa intermedia de tejido conjuntivo (Schroeder A y cols. 1981). Los implantes rociados con plasma se preparan proyectando metal fundido a la base de titanio, lo cual origina una superficie con valles, poros y hendiduras de tamaño irregular (Sammons y cols. 2005), incrementando de 6 a 10 veces el área superficial microscópica. Esta topografía puede mejorar la fijación de los implantes por el crecimiento de hueso en el interior del recubrimiento, formando un medio de retención mecánico (Xue W y cols. 2005).

## RECUBRIMIENTO SUPERFICIAL

### Rociado de plasma titanio

Se ha demostrado que la superficie rociada por plasma de titanio (TPS) aumenta el área superficial de la interfase hueso-implante y actúa de forma similar a una superficie tridimensional, la cual puede estimular la adherencia de la osteogénesis. Se ha descrito un aumento de área superficial del orden del 600%. Aunque este gran aumento de área superficial total ocurra a nivel microscópico, la capacidad real del recubrimiento de soportar carga aumenta el área funcional entre un 25-30%, lo cual sigue siendo significativo. Las superficies porosas en el rango de TPS (150 a 400  $\mu\text{m}$ ) también aumentan la resistencia a la tracción de la interfase implante-hueso, resisten esfuerzos cortantes y mejoran la transmisión de carga. La rugosidad superficial aumentada también puede mejorar la fijación inicial del implante, sobre todo en el hueso más blando. Algunas pruebas indican que la interfase puede formarse más rápidamente, pero no existe ningún consenso en cuanto a si esto puede acortar los tiempos de curación.

Se llevó a cabo en mandriles una comparación de la respuesta biológica de las superficies rociadas con plasma ( $R_a = 7,345 \mu\text{m}$ ) y las superficies fresadas ( $R_a = 0,350 \mu\text{m}$ ). Seis meses después de la colocación de los implantes (no se realizó ninguna rehabilitación protésica) no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos con respecto al porcentaje CIH (55,9 y 56,2%, respectivamente, en superficies de plasma y superficies fresadas) (Carr AB y cols 2000). Se utilizaron implantes rociados de plasma en estudios con conejos (Piattelli A y cols 1998), monos, (Piattelli A y cols 1998; Scarano A y cols.2000) y seres humanos (Piattelli A y cols 1996; Piattelli A y cols 1998), incluso con colocación inmediata (es decir, implantes colocados en veolos frescos de extracción) y sometidos inmediatamente a condiciones carga (Piattelli A y cols.1997). En la tabla 3, se presentan estudios comparativos en los cuales se evaluaron implantes de proyección por plasma.

AUTOR	TRATAMIENTO SUPERFICIAL	RESULTADOS	HALLAZGOS
Klokkevold	1-grabado con ácido(HCl/H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) 2-Fresada	Torque de extracción: 1-20,50 N/cm 2-4,95 N/cm	la resistencia al torque de extracción fue cuatro veces mayor para implantes grabados con ácido en comparación con las superficies fresadas
Cho y Park	1-Grabada con ácido (HF Y HCl/H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) 2-Fresada	torque de extracción: 1-34,7 n/cm 2-15,2 N/cm	Implantes grabados con ácido duales requieren una fuerza media mayor de torque de extracción frente a los implantes de superficiee fresada
Weng y cols	1-grabada con ácido (Osseotite) 2-Fresada (BIC)	Valores de BIC: 1-62,5% 2-39,5%	Los valores de BIC fueron significativamente mayores en zonas grabadas con ácidos duales comparadas con implantes fresados
Klokkevold y cols	1-grabado con ácido(HCl/H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) 2-Rociada con plasma 3-Fresada	torque de extracción: 1-27,4 2-59,23 3-6,73	se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes grabados con ácido y fresados y entre los implantes rociados de plasma y fresados; no fueron estadísticamente diferentes las diferencias entre los grabados con ácido y los rociados de plasma
Carr y cols	1-Rociada por plasma 2-Fresada	Valores de BIC: 1-55,9% 2-56,2%	No se pudieron observar diferencias significativas entr los grupos, en relación al porcentaje BIC

Se han propuesto superficies rociadas de plasma obtenidas con materiales más reactivos para acelerar y mejorar el crecimiento interior del hueso en los poros de la superficie del implante. Se propuso una modificación de las álcalis después del rociado de plasma utilizando soluciones de hidróxido de sodio a 40° C durante 24 horas. La capa de óxido en las superficies modificadas ( $R_a = 18,2 \mu\text{m}$ ) midió aproximadamente 150 nm, mientras que en los lugares rociados de plasma ( $R_a = 17,6 \mu\text{m}$ ) midió menos de 20 nm. Se colocaron implantes rociados de plasma 2 meses después de la inserción. Después del primer mes, los valores de la prueba de expulsión (2,6 MPa para implantes modificados, que es aproximadamente 1,5 veces de las de los implantes no modificados) y de CIH (60,5% para implantes modificados por el álcali y el 20,2% para implantes no modificados) eran estadísticamente más altos en las zonas modificadas. No se observaron diferencias después del segundo y tercer mes (no se presentaron valores). Los autores sugirieron que la modificación del álcali pudo ser beneficiosa para reducir los tiempos de curación clínicos y así mejorar las tasa de éxito del implante (Xue W y cols. 2005).

Una desventaja de usar los implantes rociados de plasma es la separación del titanio después de la inserción del implante. Franchi y cols. (Franchi M y cols. 2004) investigaron la separación de partículas alrededor del os implantes rociados por plasma, chorreados y grabados con ácido ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  con partículas de  $100 \mu\text{m}$  o  $\text{ZrO}_2$  con partículas de  $120 \mu\text{m}$ ) y los implantes fresados. Catorce días después de la colocación en la diáfisis femoral y tibial de ovejas, se observó restos de titanio únicamente en las muestras proyectadas por plasma. En otra investigación en la cual se evaluaron los tejidos alrededor de implantes rociados de plasma y recubiertos de HA, se evidenció la presencia de gránulos de titanio solamente alrededor de las superficies rociadas de plasma (Buser D y cols. 1991; Weingart D y cols 1994). Este fenómeno podría estar relacionado con la fricción entre la superficie del implante y la cavidad del hueso receptor durante la colocación del implante, pero sus implicaciones no están del claras.

### Superficies grabadas con ácido

Se propuso el grabado con ácido de una base de titanio para modificar la superficie del implante sin dejar los residuos que se pueden encontrar después del procedimiento de impacto por chorreado de partículas, para evitar el tratamiento no uniforme de la superficie y para controlar la pérdida de sustancia metálica del cuerpo del implante. Esto se realiza utilizando baños de ácido clorhídrico (HCl), ácido sulfúrico ( $H_2SO_4$ ), HF y ácido nítrico ( $HNO_3$ ) en diferentes combinaciones. La rugosidad antes del grabado, la mezcla ácida, la temperatura de baño y el tiempo de grabado afectan a dicho proceso. La tabla 4 enumera los resultados de la evaluación histológica de implantes recuperados en seres humanos.

AUTOR	TRATAMIENTO SUPERFICIAL	RESULTADOS	RECOMENDACIONES
Testori y cols.	Grabada con ácido (Osseotite)	Valores de BIC 78 a 85%	Implantes utilizados con éxito en protocolo de carga inmediata
Degidi y cols.	Grabada con ácido (HCl y $H_2SO_4$ )	Valor medio de BIC: 61,3%	No se observaron ni hendiduras ni tejido fibroso en la interfase
Trisi y cols.	1. Grabada con ácido (Osseotite) 2. Fresada	Valores de BIC: 1. 72,35% 2. 35,32%	Los valores de BIC fueron significativamente mayores en zonas grabadas con ácido que en las zonas fresadas

Tabla 4. Estudios histológicos en los cuales se recuperaron implantes grabados con ácido en humanos

Los investigadores compararon el grabado (HCl y  $H_2SO_4$ ) y las superficies fresadas insertando implantes en fémures de conejo (Klokkevold PR y cols. 1997). La superficie rugosa se caracterizaba por «una distribución uniforme de picos y valles pequeños (de 1 a 2  $\mu m$ )». Se evaluó la resistencia al torque de extracción 2 meses



después de la colocación de implantes en conejos y se encontró que esta era cuatro veces mayor para los implantes grabados con ácido (20,5 N/cm) en comparación con los fresados (4,95 N/cm).

Se ha propuesto una técnica dual de grabado con ácido para producir una superficie microtexturizada (en vez de macrotexturizada), que podría producir mejores resultados. (Klokkevold y cols. 2001). Esto es debido a que se observó una mayor expresión de genes plaquetarios y a la expresión más alta de genes extracelulares en estas superficies grabadas dualmente con ácido (Park JY y cols. 2001; Ogawa T y cols. 2003). Se insertaron implantes dentales en áreas con un hueso de mala calidad en perros (se extrajeron los dientes de premolar mandibulares y se permitió una curación durante 8 meses). Cuatro meses más tarde (los valores de CIH eran considerablemente más altos para implantes grabados dualmente con ácido (62,9%) en comparación con zonas fresadas (39,5%).

Degidi y cols. (Degidi M y cols. 2003) presentaron el análisis histológico de dos implantes grabados con ácido (HCl y H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) recuperados de seres humanos. Los implantes se extrajeron 6 meses después de su colocación debido al posicionamiento de los implantes en contacto con el nervio alveolar inferior y el malestar consiguiente. Estos dos implantes integrados presentaron un porcentaje de CIH medio del 61,3%, sin hendiduras ni tejidos fibrosos presentes en la interfase.

Se investigó histológicamente el uso de implantes grabados dualmente con ácido en procedimientos de carga inmediata en seres humanos. Se insertaron dos implantes en la mandíbula de un paciente como soporte inmediato de una prótesis parcial fija provisional (PFF). Cuatro meses después de la carga oclusal, durante el procedimiento de desenterramiento de los implantes sumergidos, aquellos implantes con carga inmediata fueron recuperados y la evaluación histomorfométrica reveló niveles altos de CIH en los límites de 78 al 85% (Testori T y cols. 2001). Estos resultados fueron confirmados en un estudio experimental en personas en las cuales se utilizaron microimplantes (con medidas de 2x5 mm, con una cara tratada mediante

grabado ácido dual y la otra cara fresada). Estos implantes fueron insertados en el maxilar posterior de 11 pacientes. Seis meses más tarde, los valores de CIH en zonas grabada dualmente con ácido (72,35%) fueron estadísticamente más altos que en zonas fresadas (35,32%) (Trisi P y cols 2002).

En una comparación entre superficies de grabado dual con ácido ( $R_a=494,16$  nm), rociado de plasma ( $R_a=7,01$  nm) y fresado ( $R_a=185,14$  nm), se evaluaron valores medios de par de torsión en fémures de conejo en periodos de 1,2 y 3 meses después de la colocación del implante. Los valores obtenidos en el tercer mes fueron de 27,40 N/cm, 59,23 N/ obtenidos en el tercer mes fueron de 27,40 N/cm, 59,23 N/cm y 6,73 N/cm, respectivamente. Además, en el momento de carga temprana, la estabilidad de los implantes grabados dualmente con ácido era comparable a la de los implantes rociados de plasma, mientras que la estabilidad de los implantes fresados era comparativamente inferior (Klokkevold PR y cols.2001).

Cho y Park (Cho SA y cols.2003) probaron concentraciones de ácido diferentes en implantes colocados en las tibias de conejos. Para la preparación de las superficies grabadas dualmente con ácido, el primer baño se realizó usando HF en concentraciones diferentes (12%, 24% o 48%) y el segundo baño se realizó con HCl al 70% y  $H_2SO_4$ . Se emplearon las superficies fresadas como control. Doce semanas después de la colocación del implante, el par de torsión de extracción necesario para los implantes grabados dualmente con ácido (34,3 N/cm, 34,7 N/cm, y 38,7 N/cm respectivamente) era estadísticamente más alto que para los implantes fresados (15,2 N/cm). Los autores concluyeron que existe una correlación menor entre el torque de extracción y la diferencia en el porcentaje volumen de HF, y que los implantes rugosos grabados con ácido consiguieron mayor resistencia para invertir el torque de extracción que los implantes lisos.

### Superficies chorreadas y grabadas con ácido

En la década 1990, el estudio resultante de la modificación superficial mediante impacto por chorreado de partículas (para producir una macrotextura) seguido de grabado con ácido (para producir una microtextura final) mostró resultados prometedores. La superficie resultante estaba constituida por huecos y agujeros uniformemente dispersos y parecía ser ligeramente menos áspera que la superficie rociada de plasma, la cual presentaba una textura profundamente irregular que proporcionaba un ambiente menos favorable a la expansión celular. La tabla 5 muestra estudios comparativos en los que se evaluaban y presentaban implantes grabados con ácido. La tabla 6 enumera los resultados de la evaluación histológica de implantes recuperados en humanos.

Tabla 5. Estudios compartidos en los que se usaron implantes grabados con ácido y erosionados con chorreado de partículas

AUTOR	TRATAMIENTO SUPERFICIAL	RESULTADOS	HALLAZGOS
Orsini y cols.	1. Grabada con ácido y erosionada con chorreado de partículas 2. Fresada		Superficies rugosas mejoran el anclaje inicial. Mejoran osteointegración

AUTOR	TRATAMIENTO SUPERFICIAL	RESULTADOS	HALLAZGOS
<b>Abrahasson y cols.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>Grabada con ácido y erosionada con chorreado de partículas</li> <li>Fresada</li> </ol>		CIH significativamente mayor en zonas erosionadas con chorreado y grabado ácido que en superficies fresadas
<b>Cochran y cols.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>Erosionada con chorreado de partículas y grabada con ácido (partículas de corindón de 250nm y grabadas con HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>)</li> </ol>	Valores de CIH: <ol style="list-style-type: none"> <li>71,68%</li> <li>58,88%</li> </ol>	implantes con chorreado más grabado porcentaje significativamente mayor de CIH que en implantes rociados con plasma
<b>Buser y cols.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>Erosionada con chorreado de partículas y grabada con ácido (partículas de corindón de 250nm y grabadas con HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>)</li> <li>Rociado de plasma</li> <li>Fresada</li> </ol>	Torque de extracción: 1,43 N/cm 1,54 N/cm 0,26 N/cm	Si se observan diferencias estadísticamente significativas entre implantes tratados con chorreado +grabado+fresados y entre rociados de plasma y fregados; no fueron estadísticamente diferentes entre los tratados con chorreado de partículas, grabado y rociado con plasma

Tabla 6. Estudios histológicos en los que se estudiaron implantes en humanos

AUTOR	TRATAMIENTO SUPERFICIAL	RESULTADOS	HALLAZGOS
<b>Hayakawa y cols.</b>	Grabados con ácido y erosionado con chorro de partículas	Valor de CIH: 76,6%	El hueso que rodea al implante tenía una estructura uniforme y madura
<b>Sakakura y cols.</b>	Grabados con ácido y erosionado con chorro de partículas	Valor de CIH: 75,4%	Hueso con patrón bien organizado

Se llevó a cabo un estudio comparativo entre superficies chorreadas y grabadas con ácido ( $R_a=2,0 \mu\text{m}$ ) y superficies únicamente grabadas con ácido ( $R_a=1,3 \mu\text{m}$ ) en minipigs. Hasta los tres meses, los implantes con superficies chorreadas y grabadas con ácido presentaron valores de torque de extracción significativamente elevados (186,8 N/cm), los cuales eran del orden del 75 al 125% más alto que en aquellos observados en zonas grabadas con ácido (95,7 N/cm)(Buser y cols. 1998).

Abrahamsson y cols (2004). evaluaron en un modelo en perros el patrón de formación de hueso en superficies erosionadas y grabadas con ácido ( $S_a=2,29 \mu\text{m}$ ) y fresadas ( $S_a=0,35 \mu\text{m}$ ). Los valores CIH eran considerablemente mayores en zonas tratadas con chorreado de partículas y grabadas con ácido que en superficies fresadas durante el periodo de 1,2,4,6,8 y 12 semanas después de la colocación del implante. La mayor parte de los datos se presentaron en forma gráfica sin los correspondientes valores numéricos. Sin embargo, en la duodécima semana el CIH fue aproximadamente del 60% en implantes tratados con chorreado de partículas y grabados con ácido, y aproximadamente del 40% en implantes fresados. Los autores concluyeron que la tasa y grado de osteointegración es superior en implantes tratados con chorro de partículas y grabados con ácido.

Los implantes tratados con chorreado de partículas y grabados con ácido tienden a promover un mayor contacto óseo precoz en comparación con los implantes recubiertos con un rociado de plasma. Se llega a esta conclusión a partir de un estudio en perros en el cual se preparó la superficie de prueba mediante el impacto con partículas de corindón de 250 a 500  $\mu\text{m}$ , y el grabado ácido con HCl y  $\text{H}_2\text{SO}_4$ . Se realizaron análisis histológicos 3 meses después de la colocación del implante (3 meses de curación), 3 meses después de la carga (6 meses de curación) y 12 meses después de la carga (15 meses de curación). Los implantes chorreados y grabados con ácido tenían un porcentaje considerablemente más alto de CIH que los implantes rociados de plasma después de 3 meses de curación (72,33 y 52,15%, respectivamente). No se observaron diferencias después de 6 meses de curación en implantes chorreados y grabados con ácido y rociados de plasma (68,21 y 78,18% respectivamente). Después de 12 meses de sometimiento a carga, los valores de CIH eran considerablemente más altos en las zonas erosionadas con chorreado de partículas y grabadas con ácido que en las zonas rociadas de plasma (71,68 y 58,88% respectivamente) (Cochran y cols. 1988). Las superficies chorreadas y grabadas con ácido también presentaron mejores propiedades osteoconductoras y una capacidad

más alta de inducir la proliferación celular que las superficies rociadas de plasma (Buser y cols. 1991; Galli C y cols. 2005; Hayakawa T y col. 2002).

Se evaluaron valores de torque de extracción en el maxilar de cerdos minipig en superficies tratadas con chorreado de partículas, grabada con ácido (chorreado de partículas de 0,25 a 0,50  $\mu\text{m}$ , y grabado con HCl y  $\text{H}_2\text{SO}_4$ ) ( $R_a=2,0 \mu\text{m}$ ), rociadas de plasma ( $R_a=3,1\mu\text{m}$ ) y fresadas ( $R_a=0,15\mu\text{m}$ ) a las 4,8 y 12 semanas de curación. Los valores en implantes tratados con chorreado de partículas y grabado con ácido (los valores oscilaban entre 1,14 y 1,54 N/cm) eran estadísticamente mucho más altos que en implantes fresados (valores que oscilan entre 0,15 y 0,26 N/cm). Los valores en las zonas tratadas con chorreado de partículas y grabado con ácido y rociado de plasma no eran estadísticamente significativos (Buser y cols. 1999).

El análisis de implantes tratados con chorreado de partículas y grabados con ácido en humanos se llevó a cabo en estudios mediante el análisis de implantes recuperados en pacientes. En el informe de un caso, se insertó un implante en el hueso palatino de maxilar de un paciente como anclaje para el tratamiento ortodóntico y 6 meses después se extrajo el implante. El CIH era del 76,6% (Hayakawa T y cols. 2002) En otro informe de un caso clínico, se extrajo un implante después de realizar su función durante 40 meses por una fractura del tornillo del pilar, y se observó un valor de CIH del 75,4% (Sakakura CE y cols. 2005).

Algunos autores sugieren que en en los casos de pacientes sanos con suficiente volumen de hueso y de pacientes con buena calidad de hueso (Clases I a III), se puedan restaurar los implantes tratados con chorreado de partículas y grabados con ácido después de aproximadamente 6 semanas de curación con una alta probabilidad de éxito (Cochran DL y cols.2002). Por supuesto , también se menciona que es posible la carga inmediata después de la inserción del implante, con una amplia variedad de implantes y condiciones superficiales. Se puede realizar el impacto por chorreado de partículas utilizando partículas abarsivas diferentes. Por ejemplo, se ha demostrado que la superficie obtenida como resultado de someter a grabado ácido y a impacto con

chorreado de partículas con  $ZrO_2$  favorece una mejor deposición de hueso en comparación con superficies rociadas de plasma y fresadas (Franchi y cols. 2004).

En otro caso, la respuesta de los osteoblastos a superficies grabadas con ácido y erosionadas por chorreado de partículas preparadas con  $Al_2O_3$  o partículas  $ZrO_2$  era similar al de las superficies por rociado de plasma ( $R_a=9,5\mu m$ ) y fresadas ( $R_a=0,56\mu m$ ). El impacto con  $Al_2O_3$  se llevó a cabo con partículas de  $100\mu m$  ( $R_a = 1,98\mu m$ ) y  $150\mu m$  ( $R_a = 1,14\mu m$ ), y chorreado con partículas  $ZrO_2$  de  $60\mu m$  ( $R_a = 1,52\mu m$ ) y  $120\mu m$  ( $R_a = 1,32\mu m$ ). Los mejores patrones de crecimientos y diferenciación se obtuvieron en superficies microrugosas erosionadas con partículas de  $ZrO_2$  de  $60\mu m$ , que en este estudio era también las superficies más limpias, sin residuos tóxicos contaminantes. Los autores sugirieron que la profundidad y distribución de las irregularidades, la morfología de la cavidad y la presencia de elementos contaminantes derivados de los procedimientos de tratamiento parecían desempeñar un papel importante en el comportamiento celular (Guizzardi y cols. 2004).

Se propuso un método específico de producir implantes chorreados de HA, el «medio de impacto reabsorbible». La base de titanio se somete a chorreado y a continuación a un procedimiento de pasivación para eliminar el fosfato de calcio ( $CaPO_4$ ) y, finalmente, se limpia.  $TiO_2$  puro sin contaminantes. En una comparación realizada en conejos, 8 semanas después de la colocación de los implantes, el valor de CIH en la superficie modificada (62,3%) ( $R_a= 2,14\mu m$ ) fue considerablemente más alto que el 51% observado en la superficie fresada ( $R_a= 0,78\mu m$ ) (Guizzardi S y cols. 2004). En un estudio de investigación de 50 meses de duración, se colocaron 1.077 implantes en 348 pacientes, resultando una tasa de éxito del 99,3% en la mandíbula y del 100% en el maxilar (Gonshor y cols. 2003).



## Superficies anodizadas

Se ha utilizado el proceso de oxidación en implantes dentales para cambiar las características de la capa de óxido y, por consiguiente, mejorar la biocompatibilidad de la superficie. La ventaja que se consigue es la de modificar la superficie sin depositar restos de partículas. Las superficies anodizadas se preparan aplicando un voltaje en la muestra de titanio sumergida en un electrolito. La superficie resultante presenta microporos de diámetros variables y denota la carencia de citotoxicidad. Además, se mejoran la inserción y proliferación celulares en comparación con las superficies fresadas (Zhu y cols. 2004).

También se investigó el torque de extracción de las superficies anodizadas con grosor, de óxido diferente (grosor de óxido de aproximadamente 200, 600, 800 o 1000nm; valores  $S_a$  desde 0,96 a 1,03  $\mu\text{m}$ ) en comparación con los implantes fresados (espesor de óxido de 17,4 nm;  $S_a=0,83 \mu\text{m}$ ). Seis semanas después de la colocación del implante en las tibias de conejos, los valores obtenidos (11,3, 12, y 12,9 N/cm, respectivamente) en zonas anodizadas eran considerablemente mayores que los obtenidos en las zonas fresadas (valor de torque de extracción de 7,5 N/cm) CITA. Sin embargo, en las tibias de conejo se insertaron implantes anodizados, anodizados e hidrotermalmente tratados y se insertaron implantes de titanio con superficie fresada. De seis a 12 semanas después de la colocación de los implantes, los valores de CIH y los valores de l torque de extracción no eran estadísticamente diferentes entre estos grupos (Son WW y cols. 2003).

Se llevó a cabo un experimento en humanos con el fin de comparar superficies anodizadas ( $S_a=1,17 \mu\text{m}$ ) y fresadas ( $S_a = 0,78 \mu\text{m}$ ). Con este fin, se insertaron microimplantes (2,3 x 5 mm) en una zona edéntula adecuada en el maxilar o la mandíbula de 20 pacientes. Cada paciente tenía insertado un implante oxidado y fresado. El tiempo medio de curación fue de 6,6 meses. Los valores de CIH fueron estadísticamente más altos en implantes oxidados (34%) que en implantes fresados

(13%). Los autores sugirieron que estos resultados pueden ser explicados debido al mayor grosor de la capa de óxido, a la mayor rugosidad superficial, a la diferente morfología superficial en términos de porosidad o al cambio en la estructura de cristal (Ivanoff y cols. 2003).

Se evaluó una comparación de la respuesta de los osteoblastos utilizando superficies anodizadas ( Biocare Nobel TiUnite,  $R_a = 0,76 \mu\text{m}$ ), erosionadas y grabadas con ácido (Dentsply Friadent DPS  $R_a = 2,41 \mu\text{m}$ ; Dentsply Friadent Plus,  $R_a = 2,75 \mu\text{m}$ ; Straumann SLA,  $R_a = 2,93 \mu\text{m}$ ), rociadas de plasma (Dentsply Friadent TPS  $R_a = 3,5 \mu\text{m}$ ) grabadas con ácido (3i Osseotite  $R_a = 0,86 \mu\text{m}$ ) y fresadas (Nobel Biocare Mk III,  $R_a = 0,81 \mu\text{m}$ ). La tasa de expansión celular aumentaba significativamente en las superficies que combinaban el chorreado y el grabado ácido. Los autores observaron que la diferenciación y la calcificación se producían en superficies de microestructura tanto rugosa con lisa, y estos mismos autores especularon que una superficie rugosa de microestructura porosa puede mejorar la tasa de expansión celular (Sammons y cols. 2005). En la tabla 7 se presentan estudios en los que se evaluaron implantes adonizados.

Tabla 7. Estudio comparativo implantes adonizados

AUTOR	TRATAMIENTO SUPERFICIAL	RESULTADOS	HALLAZGOS
<b>Sul y cols.</b>	1. Anodizados (espesor de óxido 200, 600, 800 o 1000 nm) 2. Fresadas (espesor de óxido: 17,4 nm)	Torque extracción: 1. 0,113 a 0,129 N/cm 2. 0,075 N/cm	El espesor de óxido influye en la formación de tejido óseo
<b>Son y cols.</b>	1. Anodizadas 2. Fresadas	Torque extracción: 1. 51,35 N/cm 2. 35,28 N/cm	La diferencia en los valores del torque de extracción no eran estadísticamente significativos
<b>Ivanoff y cols.</b>	1. Anodizadas 2. Fresadas	Valores CIH: 1. 34% 2. 13%	Los valores CIH eran estadísticamente mayores en las zonas oxidadas que en las fresadas

## HIDROXIAPATITA

### Recubrimientos de hidroxiapatita

Los recubrimientos de hidroxiapatita tienen una rugosidad e incremento del área superficial funcional similar a los de TPS. Una unión de hueso directa mostrada con el recubrimiento HA y la fuerza de la interfase HA- hueso es mayor que la de titanio al hueso e incluso mayor que la de TPS al hueso. Además, se ha observado en perros una formación y maduración de hueso acelerada C (Geesink RG y cols. 1998). Es

esencial una buena interfase inicial implante-hueso para una forma de interfase predecible. ( Groot K y cols.1987) El espacio o «grieta» o «gap» entre el implante y el hueso puede afectar al porcentaje de contacto de hueso después de la curación. La curación de la grieta se puede mejorar mediante el recubrimiento de HA (Oonishi H y cols. 1989; Meffert RM y cols. 1999). La tasa de corrosión de metal también se reduce, lo cual es más significativo para las aleaciones de cromo-cobalto (Uehara T y cols. 2004).

Las ventajas clínicas de los recubrimientos de TPS o HA se pueden resumir como sigue:

1. Mayor área superficial.
2. Mayor rugosidad para la estabilidad inicial.
3. Interfase hueso-implante más fuerte.

Entre las ventajas adicionales de la HA sobre el TPS se incluyen las siguientes:

1. Curación más rápida de la interfase de hueso.
2. Mayor curación de la grieta entre el hueso y la HA.
3. Interfase más fuerte respecto a la de TPS.
4. Menor corrosión del metal.

Desventajas de los recubrimientos

Aunque los recubrimientos en los cuerpos de los implantes tienen ventajas, también existen desventajas. El recubrimiento se puede desconchar, rajar, o arañar al ser insertado, sobre todo cuando se coloca en hueso denso. Además, el incremento de la rugosidad superficial aumenta el riesgo de contaminación bacteriana cuando está presente sobre el hueso. La HA no solo puede aumentar la retención de placa cuando está expuesto, sino que también puede actuar como un foco para el desarrollo de

bacterias, y las endotoxinas bacterianas pueden ser más adherentes debido a la función y características superficiales.

Aunque se puede desarrollar una interfase de hueso más rápidamente (Thomas KA y cols. 1987), puede ser un riesgo innecesario reducir el tiempo de curación de la interfase cargada del implante. Los recubrimientos también aumentan el coste del cuerpo del implante, comparado con implantes no recubiertos. Por lo tanto entre las desventajas de los recubrimientos se incluyen las siguientes:

1. Aparición de virutas, fracturas o arañazos durante la inserción.
2. Mayor retención de la placa cuando está encima del hueso.
3. Más bacterias y nidos de bacterias para la infección.
4. Complicación del tratamiento de implantes fallidos.
5. Mayor coste.

El recubrimiento de HA o de TPS no debería ser el único sistema de transmisión de la carga al hueso. Esto es sobre todo importante cuando se pierde hueso y hay que retirar el recubrimiento para reparar el implante. Sin embargo, un recubrimiento puede mejorar el diseño del cuerpo del implante.

En consecuencia, la decisión de usar un recubrimiento puede basarse en mayor medida en la densidad de hueso que casi en cualquier otro factor. El hueso tipo 1 (D1) y tipo 2 (D2) tienen la mayor resistencia y el mayor contacto de hueso. Además, aumenta el riesgo de desconchar material del implante durante la inserción. Se reduce el riesgo de fracaso del implante a consecuencia del diseño del implante así como la incidencia de la pérdida de hueso crestal. Más bien que por usar un recubrimiento, los implantes D1 y D2 se benefician de una superficie rugosa, de un diseño biomecánico correcto, y de una longitud de implante mínima de 10 a 11 mm. El hueso tipo 3 (D3) es aproximadamente un 50% más débil que el hueso tipo D2. Como resultado, las ventajas del TPS superan a sus desventajas. La mayor fijación inicial, el mayor

contacto de hueso y la mayor resistencia de la interfase apoyan su uso. Ha de tenerse cuidado en reducir la pérdida ósea crestal mediante un diseño adecuado de modo que el TPS no llegue a estar expuesto y la mayor retención de placa no sea una preocupación. El hueso tipo 4 (D) ha resultado ser el que más riesgo conlleva, por lo que las ventajas de la HA son más apreciadas en este tipo de hueso. Aunque esto pueda suponer un gran riesgo con respecto a las bacterias, las ventajas de la curación de la grieta, la mineralización del hueso más rápida y el mayor contacto de hueso favorecen a la HA. Se han publicado tasas mayores de éxito cuando se utilizan implantes con recubrimiento de HA en hueso blando. El recubrimiento de HA debería añadirse al cuerpo de un implante con el mayor área superficial de carga macroscópicamente. Para minimizar la pérdida ósea crestal, también se han sugerido implantes en mayor número y de mayor diámetro en este hueso muy débil. La HA sintética es un material cerámico que se presentó como un modificador superficial en la década de 1980 (Geesink RG y cols.1998 ; Groot K y cols. 1987) En la naturaleza, este material es un componente del hueso, razón por la que puede proporcionar una fijación fiable, rápida y fuerte mediante una unión química con hueso (Oonishi H y cols. 1989). En el llamado nivel de biointegración (Meffert Rm y cols. 1999). Las superficies de HA se han utilizado en implantes dentales para mejorar el anclaje implante-hueso, y se ha demostrado que los osteoblastos responden a este contacto con cambios inmediatos en la expresión de los genes asociada con la adhesión de osteoblastos, la proliferación, la síntesis de la matriz extracelular y la diferenciación. (Xie J y cols. 2004).

Se han descrito evidencias histológicas del éxito clínico de los recubrimientos de HA. Dos implantes dentales fracturados debido a un accidente se recuperaron de un paciente después de pasar un periodo de 18 meses de carga. Se encontró hueso denso en relación estrecha con la superficie del implante y los intervalos de cada paso de rosca se rellenaron de hueso mineralizado. Los valores de CIH eran del 87,5 y del 97,4% y los autores relataron que la conexión entre el recubrimiento de HA y el metal era uniformemente firme y constante (30 y 50  $\mu\text{m}$ ) (Uehara T y cols.2004). Se han

descrito altas tasas de supervivencia para implantes recubiertos de HA en estudios de 3, 8 y 12 años de investigación (Morris HF y cols 1998; Schwartz-Arad D y cols.2005). Específicamente, en el estudio de 12 años de seguimiento se evaluó a 120 pacientes (156 implantes de titanio y 232 con recubrimiento de HA). La tasa de supervivencia de los implantes recubiertos de HA fue del 93,2% valor que fue estadísticamente más alto que en implantes de titanio (89%).

Los análisis histológicos post mortem de dos implantes removidos 10 años después de haber sido sometidos a carga revelaron valores de CIH del 70,74 y del 86,23%. Es interesante destacar que había desaparecido el recubrimiento de HA en el 23,5% y el 22,0% del perímetro del implante; sin embargo, en estas zonas el hueso estaba en oposición directa a la superficie de titanio (Trisi P y cols. 2005). Otros autores también observaron este fenómeno de reabsorción y degradabilidad del recubrimiento de HA cuando se expone al contacto del ambiente biológico .(Collier JP y cols. 1993). Por ejemplo, Buser y cols.(Buser D y cols. 1991), demostraron que esta reabsorción puede ir seguida de la aposición de hueso, dando lugar a valores de CIH altos.

En los seres humanos, en una evaluación post mortem, se analizaron cinco implantes de titanio (85 meses de carga) y dos implantes con recubrimiento de HA (38 meses de carga). Se observaron diferencias acerca de la disposición y el patrón de contacto óseo entre las superficies: el recubrimiento de HA estaba separado de los implantes de maxilar en algunas zonas y estaba libre dentro del tejido conjuntivo circundante o rodeado por epitelio sulcular invaginado (Rohrer MD y cols. 1999). Además, en un informe de un caso realizado por Piattelli y cols. ( Piattelli A y cols. 1995), los autores localizaron una infección ósea supurativa crónica como secuela de una periimplantitis e un implante con recubrimiento de HA. El paciente presentaba pobre higiene y señales de sobrecarga causadas por un plan de tratamiento protésico imperfecto. Los autores observaron que las bacterias, que penetraron en los espacios medulares y destruyeron la matriz mineralizada del hueso, rellenaron la mayor parte del hueso circundante. A pesar de que el implante era clínicamente estable, el análisis histológico demostró que los recubrimientos estaban casi completamente separados de la

superficie de titanio. No obstante, esta reabsorción debe ser mayor con la presencia de patógenos periodontales, hecho que fue demostrado con una periimplantitis experimental incluida en perros (Jovanovic Sa y cols 1993; Martins MC y cols. 2005). Así, la inestabilidad de la interfase recubrimiento-sustrato, la duración inestable del recubrimiento, y la carencia de observación a largo plazo proporcionaron la base para que algunos autores cuestionaran la fiabilidad clínica de este material modificador superficial (Albrektsson T y cols. 1998; Lu Y-P y cols.2004)

Los resultados contrastados observados en la literatura en relación con la superficie de HA en el cuerpo de un implante pueden atribuirse a la calidad de los diferentes recubrimientos de HA, los cuales incluyen factores tales como la composición química y las propiedades físicas y mecánicas. Se pueden utilizar diferentes métodos para conseguir la capa de HA: baño de recubrimiento y sinterizado, deposición electroforética, recubrimiento de inmersión, prensado isostático caliente, solución de deposición, recubrimiento por chisporroteo y técnicas de proyección termal (incluida la proyección por plasma, que es el método más utilizado).(Sun L y cols. 2001)

Cada uno de estos procesos da lugar a diferencias en la composición, propiedades físicas y mecánicas, espesor y adherencia al metal sobre el cual se ha aplicado la capa.

Se creó el rociado con plasma de HA para combinar las propiedades químicas de unión de la HA y la unión mecánica implante-hueso conseguidas mediante la técnica de rociado de plasma. Se llevó a cabo en perros un estudio comparativo entre implante cilíndricos de HA rociados con plasma, rociados con plasma y fresados 12 semanas después del implante (antes de la carga) y 1 año después de la carga. Después de ambos períodos de tiempo, se observaron valores considerablemente más altos de CIH para los implantes de HA (77,8 y 88,9%, respectivamente) en comparación con implantes rociados con plasma (58,6 y 64,9% respectivamente) y fresados (71,2 y 67,1% respectivamente). Sin embargo, este resultado no se reflejaba en la resistencia a la extracción, en la cual los implantes rociados de plasma y los



implantes de HA exhibían valores similares. Los autores atribuyeron este fenómeno a la débil resistencia de la interfase recubrimiento-sustrato .(Ong JL y cols.2004)

El rociado de plasma de HA puede presentar problemas, entre los que se incluyen la variación en la fuerza del enlace en la interfase recubrimiento-metal, la no uniformidad en la densidad del recubrimiento y las alteraciones estructurales y químicas de los recubrimientos como consecuencia del proceso (Filiaggi MJ y cols. 1991). Para solucionar los problemas en cuanto a la calidad del recubrimiento, se han propuesto técnicas diferentes, tales como el tratamiento por calor (Filiaggi MJ y cols. 1993) o la técnica de deposición de iones por haz asistido (IBAD) (Jung YC y cols. 2001; Lee IS y cols.2002)

En una comparación entre implantes recubiertos por HA usando el proceso de IBAD ( $R_a=1,04 \mu\text{m}$ ), implantes chorreados con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ( $50 \mu\text{m}$ ) ( $R_a = 1,13 \mu\text{m}$ ) y superficies fresadas ( $R_a : 1,13 \mu\text{m}$ ), se insertaron implantes dentales en las tibias de conejos. Doce semanas después, los valores de CIH eran considerablemente más altos en las superficies sometida a IBAD (62,5%) que en las chorreadas (54,2%) y en las lisas (38,2%) . Los valores de torque de extracción de superficies de IBAD (48,5 N/cm) y chorreadas (47,3 N/cm) eran estadísticamente más altos que los de las superficies lisas (32,3 N/cm). Los autores mencionaron que las ventajas de los implantes con recubrimiento de HA en la fase de curación precoz podrían ser aparentes y que podría evitarse la separación o fractura de la capa de recubrimiento. Sin embargo, hay que investigar más en profundidad el control de la reabsorción (Jung YC y cols. 2001). Se están evaluando la mejor forma de HA para obtener resultados más favorables utilizando esta tecnología.(Park YS y cols.2005)

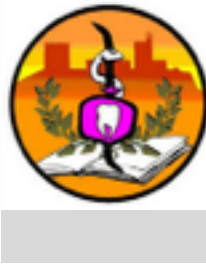


### III. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Existen distintos tratamientos de superficie. A día de hoy no se ha demostrado que exista un tratamiento de superficie de aplicación clínica que proporcione unas características superficiales de propiedades altamente superiores en cuanto a beneficios para la adhesión y proliferación celular y que se deba estandarizar a todas las superficies.

Hay estudios que analizan la topografía de implantes de uso comercial. Sin embargo se describe de forma dispar y se utilizan metodologías diversas (Wennerberg A y cols. 2009). Las técnicas de medida y evaluación deben ser estandarizadas.

Es importante caracterizar la topografía de superficie de implantes de uso en pacientes de forma sistemática e incluyendo parámetros de altura, especiales e híbridos. Estos datos ayudarán a entender mejor la respuesta biológica, los resultados clínicos y mejorar el pronóstico del implante. El objetivo de este trabajo es caracterizar la topografía superficial de implantes de uso comercial.



## IV. MATERIAL Y MÉTODOS

**MATERIAL Y MÉTODO**

En esta tesis se analizaron implantes de 17 casas comerciales con diferentes tratamientos superficiales. En la tabla 8 se describen los distintos sistemas utilizados.

Se realizó un análisis topográfico de cada superficie utilizando un microscopio confocal de luz blanca (Nikon L150 SENSOFAR Sensofar, Terrasa, España).

Tabla8. Implante, fabricante, tratamiento de superficie y lote de los diecisiete sistemas de implantes analizados.

IMPLANTE	FABRICANTE	TRATAMIENTO DE SUPERFICIE	LOTE
Avantblast	Defcon, Impladent, S.L Barcelona España	doble ataque ácido y pasivado posterior	72880
Ankylos	Densply Friadent Mannheim, Alemania	Chorreada y grabada. Cubierta con partículas de Alúmina (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ), y otras sustancias inorgánicas sodio, fluoruro, fosfatos zinc, cloruro y sulfuro	20034919
Bego	Semados, Bremen, Alemania	Titanio Grado IV, grabado ácido	902805
Biohorizons	Biohorizons implant systems, Birmingham, Alabama (EEUU)	RESORBABLE BLAST MEDIA	S0706012
GMI	Frontier, Ilerimplant S.L, Lleida (España)	Titanio Grado IV, capa de dióxido de titanio tras pasivado	DE13000092
essential	Klockner, Barcelona(España)	Titanio Grado III. Chorreado con partículas de alúmina 600 µm con presión de 0,25MPa y pasivado de superficie	3641C488
Ti-Unite	Nobel Repalce	Anodizada con fina capa de TiO <sub>2</sub> . Existe fluoruro inorgánico y sulfato	754562
Osseospeed	Astra Tech Dental, Molndal, Suecia	chorreado con TiO <sub>2</sub> y grabado con ácido fluorhídrico, es impregnada con niveles residuales de fluoruro	35319
SLActive	Straumann AG, Basilea, Suiza	chorreada y grabada inmersa en solución de cloruro sódico (NaCl). Fluoruro, potasio, calcio y fosfatos son detectados en superficie	C4027
Xive	Densply Friadent Mannheim, Alemania	chorreado, grabado ácido y 1mm de cuello mecanizado que debe quedar debajo del hueso	M080000843

TSV MTX	Zimmer Dental Inc. Carlsbad USA	chorreado con hidroxiapatita en Titanio Grado V. Después se impregna con fosfato clásico (CaP)	61109493
IMPLANTE	FABRICANTE	TRATAMIENTO DE SUPERFICIE	LOTE
Certain	Biomet 3i, Palm Spring, Estados Unidos	Titanio Grado V chorreado CaP (100 µm) partículas + grabado ácido (HF /H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) Deposición cristales CaP.	NIIOS4515
Tissue Level	Straumann AG, Basilea., Suiza	Mecanizado en frío. Chorreado partículas corindón 250-500µ. Grabado H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> +HCl. Lavado con H <sub>2</sub> O altamente pura.	CV696
Interna	BTI Biotecnology Institute Vitoria, España	Grabado ácido y cubierta con altos niveles de carbón orgánico (polución orgánica)	IIP55085
MG-InHex	Mozo-Grau, Valladolid, España	Titanio Grado IV, RBM ( <i>resorbable blast media</i> )	87965
SPI	Alphabio tec Siplantology PetachTikva, Israel	Pulido de arena a chorro (20-40 µm). Doble grabado ácido y térmico(1-5 µm)	1350
Hikelt	B i o n e r , Barcelona(España)	Grabado ácido H	32456

Los parámetros topográficos analizados se describen en la tabla 9 (Gadelmawla ES y cols. 2002). Los parámetros de amplitud, como la rugosidad media (Ra), el pico de rugosidad (Rp, altura máxima relativa), el valle de rugosidad (Rv, profundidad máxima relativa), normalmente ofrecen una descripción aproximada porque sólo revelan la amplitud de la topografía sin información sobre su distribución espacial. Sin embargo, la media de la raíz cuadrática de la rugosidad (Rq), la Skewness (Rsk) y la kurtosis (Rku) son momentos estadísticos de la distribución de las alturas que describen su anchura, simetría y forma respectivamente.

Tabla9. Parámetros de rugosidad analizados, descripción, definición y unidad de medida .

<b>Parámetro</b>	<b>descripción</b>	<b>definición</b>	<b>unidad</b>
Ra	Rugosidad media		$\mu\text{m}$
Rq	Media de la raíz cuadrática de la rugosidad		$\mu\text{m}$
Rv	Profundidad máxima		$\mu\text{m}$
Rp	Altura máxima		$\mu\text{m}$
Rt	Máxima distancia pico-valle		$\mu\text{m}$
Rsk	Simetría en distribución de alturas (Skewness)		-
Rku	Forma en la distribución de las alturas (Kurtosis)		-



Para realizar este estudio se colocó en la pletina del microscopio confocal de luz blanca cada uno de los implantes, extraídos directamente del blíster donde se encuentran preparados para el uso quirúrgico, es decir, sin modificación alguna de la superficie que cada casa comercial aplica a su implante.

Se realizaron barridos de superficie con un área de escaneado de  $292 \times 214 \mu\text{m}^2$ . En total se realizaron cinco medidas de cada implante y se utilizaron 3 implantes de cada tipo. El ordenador realizó una reconstrucción tridimensional de la superficie a partir de la cual se obtuvieron los parámetros de rugosidad analizados.

Se realizó un test ANOVA unifactorial para evaluar el efecto del tipo de superficie de cada implante sobre la topografía superficial (factor de análisis: sistema de implante; variables dependientes:  $R_a$ ,  $R_q$ ,  $R_v$ ,  $R_p$ ,  $R_t$ ,  $R_{sk}$ ,  $R_{ku}$ ) ( $p < 0,05$ ).

Tras el análisis de ANOVA, los datos se sometieron a un test de comparaciones múltiples Student-Newman-Keuls para determinar diferencias entre los 17 tipos de sistemas de implantes ( $p < 0,05$ ).



## V. RESULTADOS

**RESULTADOS**

En la tabla 10 se muestran los resultados de los parámetros topográficos analizados.

En figura 1 se muestran imágenes de microscopía confocal de luz blanca de la topografía de la superficies de los diecisiete sistemas de implantes estudiados.

Tabla 10

Tabla 10. Parámetros topográficos [media (DE)].							
S i s t e m a implante	Ra(μm)	Rq(μm)	Rv(μm)	Rp(μm)	Rt(μm)	Rsk(--)	Rku(--)
Avantblast	36(1)	43(3)	-82	89	172	-0,13	2(0,25) b
Ankylos	6(2)	8(2)	-20	32	52	0,56	6(6)a
Bego	17(3)	19(1)	-61	44	90	0,017	3(0,5)b
Biohorizons	10(5)	12(3)	-41	22	63	-0,7	3(0,5)b
Gmi	18(1)	23(2)	-62	44	106	-0,14	3(0,5)b
essential	54(1)	70(3)	-128	201	308	0,17	3(0,5)b
Ti-Unite	20(5)	25(1)b	-78 (0,1)	50	128	-1	6(6)a
Ossespeed	37(1)	40	-60	83	146	0,21	2(0,25) b
SLActive	19(1)	24	-30	60	106	0,2	3(0,5)b
Xive	39(2)	46	-72	108	180	2,3	6(6)a
TSV MTX	41(1)	48	-106	77	184	-0,6	2,6
Certain	40(1)a	46(2)a	-87(13)a	94(4,6) a	181(12) a	0(1)b	2(0,25) b
Tissue Level	22(1)b	25(1)b	-49(4)b	46 (4)c	95(0,4)c	-7(1)a	18(3)a
Interna	21 (5)b	25 (6)b	-55(14)b	59(13)c	115(26) b	0,2(4)b	7(3)a
MG-InHex	17(1)c	20,3(0,4) c	-39(4)c	27(4)d	66(0,2)d	-3(1)a	7(2)a
SPI	21(2)b	25(3)b	-48(5)b	69(12)b	116(16) c	-1(4)a	6(6)a
Hikelt	27(0,3)d	32(0,4)d	-73(2)d	70(3)b	144(4)b	0,15(1) b	3(0,5)b

Los valores en cada columna con distinta letra son estadísticamente diferentes (p<0,05). (DE: desviación estándar)

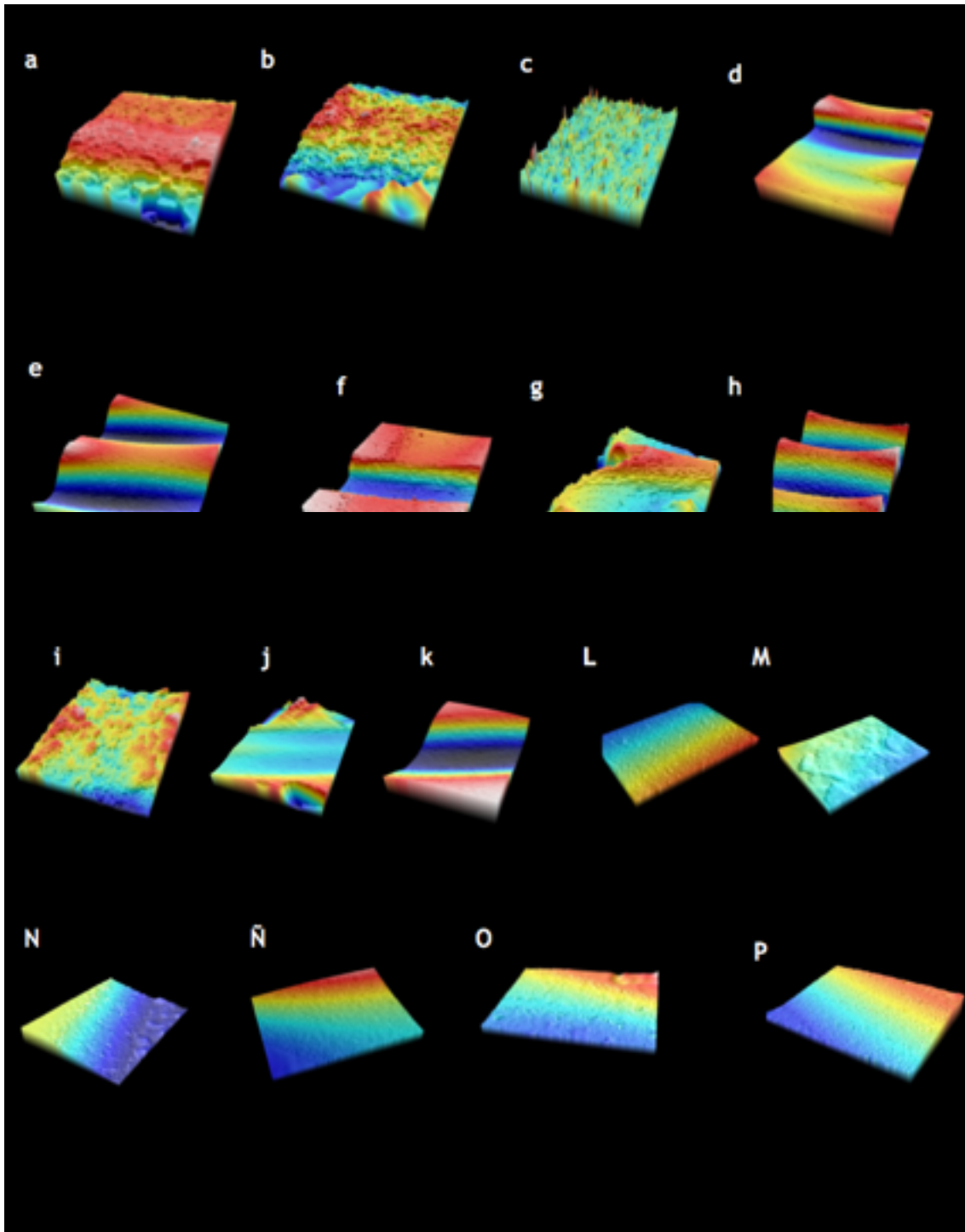


Figura 1. Imágenes de microscopía confocal de luz blanca (área: 347x253  $\mu\text{m}^2$ ) de las superficies estudiadas: Avantblast(a); Ankylos(b); Bego(c); Biohorizons(d); Gmi(e); Essential(f); Ti-Unite(g); Osseospeed(h); SLActive(i); Xive(j); TSV MTX(k); Certain (l); Tissue Level (m); Interna (n); MG-InHex(ñ);SPI(o);Hikelt(p).

El análisis ANOVA mostró que la superficie de cada sistema de implante influyó significativamente ( $p < 0,05$ ) en los parámetros topográficos analizados.

El sistema con los valores más altos de Ra fue Essential, seguido de TSV MTX, Certain, Xive, Osseospeed y Avantblast que mostraron valores similares. En orden descendente en valor de parámetro de rugosidad Ra aparecen Hikelt, Tissue Level, Interna y SPI (que presentan un valor de rugosidad Ra idéntico), Ti-Unite, SLA Active, Gmi, Bego y MG-In Hex, estos dos últimos con igual Ra. Las superficies con valores de rugosidad Ra más bajos fueron Bio-Horizos y Ankylos.

El parámetro Rq siguió la misma tendencia que Ra.

El análisis de la profundidad máxima de los valles, Rv, presentó el valor más alto en la superficie Essential, seguido de TSV MTX, Certain, Avantblast, Ti-Unite, Hikelt, Xive, Gmi, Bego y Osseospeed. Interna, Tissue Level, SPI, Biohorizons, MG-In HEX y SLActive presentaron valores inferiores, y fue la superficie Ankylos, la que obtuvo, siguiendo la tendencia de Ra y Rq, el valor más bajo.

El análisis del parámetro de rugosidad Rp (altura máxima) mostró valores más altos en superficie Essential, seguido de Xive, Certain, Avantblast, Osseospeed, Hikelt, TSV MTX, SPI, SLActive, Interna y Ti-Unite. Tissue Level, Bego, Gmi, Ankylos y MG-InHex presentaron una altura máxima de picos con valores inferiores. Biohorizons fue el sistema con el valor Rp más bajo.

El análisis de Rt mostró que el sistema Essential obtuvo los valores más altos, seguido de TSV MTX, Certain, Xive, Avantblast, Osseospeed, Hikelt y Ti-Unite. SPI, Interna, Gmi y SLActive mostraron valores más bajos y similares entre ellos. Continuando con la tendencia descendente, aparecen los valores de los sistemas Tissue Level, Bego, MG-InHex y Biohorizons. Por último, el sistema Ankylos mostró el valor más bajo de los sistemas analizados, no existiendo diferencias estadísticas entre ellos.

La Skewness (Rsk) fue positiva en las superficies Xive, Ankylos, Osseospeed, SLActive, Interna, Essential, Hikelt, Bego y Certain; esto significa que son superficies

con picos altos y valles poco profundos, o superficies puntiagudas ( 9 superficies del total 17). Las superficies Avantblast, Gmi, TSV MTX, Biohorizons, SPI, Ti-Unite, MG-InHex y Tissue Level presentaron Rsk negativa; esto significa que son superficies con más poros que picos, es decir, superficies agujereadas (8 del total 17).

El análisis de la Kurtosis (Rku) mostró siete superficies Leptokurtosis (Kurtosis>3): Tissue Level, Interna, MG-InHex, SPI, Ti-Unite, Ankylos, Xive. Hay diez superficies platikurtosis (Kurtosis<3): Bego, Biohorizons, Gmi, Essential, Hikelt, SLActive, RSV MTX, Avantblast, Osseospeed y Certain. Las superficies Leptokurtosis presentan una distribución de picos y valles más seguidas, las superficies Platikurtosis presentan unos picos y valles con una periodicidad menor.

En la figura 1 se muestran imágenes de microscopía confocal de las diferentes superficies evaluadas. La morfología de la superficie Avantblast fue más porosa que puntiaguda, con poros profundos y distanciados (fig. 1a). Ankylos presentó una morfología con picos periódicos y de poca altura (fig.1b). Bego mostró una superficie con pequeños picos distanciados unos de otros (fig.1c). Biohorizons presentó una superficie porosa con poros espaciados y poco profundos (fig. 1d). Gmi se mostró como una superficie con una porosidad irregular (fig. 1e). En Essential aparecieron picos muy altos y poros muy profundos distanciados unos de otros, sin una frecuencia constante (fig. 1f). Ti-Unite fue una superficie porosa con valles profundos y picos pocos pronunciados con cierta periodicidad (fig. 1g). En Osseospeed se observó una superficie puntiaguda e irregular con poros poco profundos y picos más pronunciados (fig. 1h). SLActive se observó con una superficie con picos de poca altura y con escasa periodicidad (fig. 1i). Xive aparece como la superficie más puntiaguda y con una aparición de estos picos más periódica(fig. 1j). La superficie TSV MTX se presentó como una estructura salpicada de poros profundos y picos de altura moderada (fig. 1k). Certain fue puntiaguda y con una periodicidad de estos picos baja. La superficie apareció homogénea (fig. 1l). Tissue Level presentó una superficie con picos y valles suaves y periódicos, superficie abrasionada (fig. 1m). La superficie de Interna se observó puntiaguda y continua con una apariencia uniforme (fig.1n). MG-InHex se

presentó con una morfología con poros y picos apenas perceptibles. La frecuencia de estos poros fue constante (fig. 1ñ). En SPI se observó una superficie poco agujereada y continua. Con altos picos en proporción con los valles (fig. 1o). Hikelt se presentó con picos pronunciados y separados unos de otros. No fue una superficie suave y homogénea (fig. 1p).





## VI. DISCUSIÓN

## DISCUSIÓN

En este estudio se han determinado diferencias topográficas en función del tipo de implante. La topografía y, más concretamente, la rugosidad son factores determinantes en las fases iniciales de la osteointegración (Ferraris S y cols.2011). La topografía condiciona fenómenos como la adsorción de proteínas o la adhesión de osteoblastos (Inzunza D y cols. 2013). Se ha evidenciado que la rugosidad promueve la expresión génica, activa las integrinas, aumenta la actividad de la fosfatasa alcalina (Na An y cols. 2012).

Los valores de rugosidad Ra, Rq, Rv, Rp y RT más altos se encontraron en la superficie de Essential. esta superficie consiste en una aleación de titanio grado III a la que se le aplica un tratamiento de chorreado y pasivado de superficie posterior. El tratamiento aplicado es el que provoca unos poros más profundos y unos picos mucho más altos que el resto de sistemas analizados. Se puede considerar a esta superficie puntiaguda, con una periodicidad irregular y con una morfología consistente en picos altos y poros muy profundos, presentando por ello los valores de Rt, Ra yRv superiores. El tipo de tratamiento que recibe esta superficie consistente en un chorreado con partículas de alúmina de 600  $\mu\text{m}$  con una presión de 0,25 MPa es la que proporciona esta topografía, ya que queda demostrado que este chorreado con este tamaño de partículas es el que más rugosidad provoca. La adhesiónn y proliferación celular se ven afectadas por esta topografía con un perfil tan escarpado y el fabricante (klockner) ha desarrollado nuevas superficies con un tratamiento

denominado en dos fases dos fase (Aparicio y cols.2011). Este tratamiento consiste en un chorreado y un grabado alcalino más un tratamiento térmico y químico (segundo paso). Brevemente el cpTi es sumergido en 10ml de 5M-NaOH a 60°C durante 24 h, se enjuaga con agua destilada y se seca a 40°C. El tratamiento térmico se realiza en una estructura tubular a 600 °C durante 1h. Según Aparicio y cols. se consigue, de esta manera una superficie bioactiva que acelera la regeneración e incrementa la retención mecánica en el lecho óseo en cortos períodos de tiempo en comparación con otros implante testados. Valores de rugosidad con Ra 4.5 µm favorecen la osteointegración y acortan los tiempos de carga a 4-6 semanas.

TSV MTX es la segunda superficie con los valores Ra, Rq, Rv y Rt más altos que es debida a el tratamiento que recibe el titanio grado V (Ti-6Al-4V) Titanio (G5Ti), consistente en el chorreado con hidroxiapatita, baja impregnación fosfato cálcico; se detecta la presencia de Silicio y polución orgánica en superficie (Dohan y cols 2011). Este tratamiento con hidroxiapatita proporciona esta alta rugosidad e incremento del área superficial funcional. Una unión de hueso directa demostrada con el recubrimiento de HA y la fuerza de la interfase HA-hueso es mayor que la de titanio a hueso. Se ha observado en perros una formación y maduración de hueso acelerada (Geesink y cols. 1988).

La tercera superficie que presenta los parámetros de rugosidad más altos es Certain. El tratamiento de superficie de este sistema es un chorreado con partículas de Fosfato cálcico (CaP) denominado DCD (*discrete crystalline deposition*) y un tratamiento ácido (HF/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>). Este tipo de tratamiento es el que más rugosidad provoca. Como se ha demostrado en otros artículos, chorrear incrementa la rugosidad, y chorrear y grabar aún más (Abron A y cols. 2001, Rosales-Leal J.I y cols. 2010). El tamaño de partícula condiciona directamente la amplitud de la rugosidad (Abron A y cols. 2001). En el chorreado de Certain se utilizó CaP con un tamaño de partícula de entre 20 y 100 µm (Dunne CF y cols. 2014). En comparación con los demás sistemas, donde también se utilizó chorreado de partículas (óxido de Titanio, óxido de aluminio o Corindón), éste es en el que se utilizó un tamaño de partícula variable lo que explica

los datos de  $R_t$ ,  $R_v$  y  $R_p$ . En una superficie relativamente homogénea, aparecen picos y valles abruptos, por esta razón la superficie es más heterogénea (Dohan Ehrenfest DM y cols. 2011) (fig. 1l). Se llevó a cabo un estudio comparativo entre superficies chorreadas y grabadas con ácido ( $R_a=2,0 \mu\text{m}$ ) y superficies únicamente grabadas con ácido ( $R_a=1,3 \mu\text{m}$ ) en minipigs. Hasta los tres meses, los implantes con superficies chorreadas y grabadas con ácido presentaron valores de torque de extracción significativamente elevados (186,8 N/cm), los cuales eran del orden del 75 al 125% más alto que en aquellos observados en zonas grabadas con ácido (95,7 N/cm). (Buser D y cols. 1998). Abrahamsson y cols (Abrahamsson I y cols. 2004), evaluaron en un modelo en perros el patrón de formación de hueso en superficies erosionadas y grabadas con ácido ( $S_a=2,29 \mu\text{m}$ ) y fresadas ( $S_a=0,35 \mu\text{m}$ ). Los valores CIH eran considerablemente mayores en zonas tratadas con chorreado de partículas y grabadas con ácido que en superficies fresadas durante el periodo de 1,2,4,6,8 y 12 semanas después de la colocación del implante. La mayor parte de los datos se presentaron en forma gráfica sin los correspondientes valores numéricos. Sin embargo, en la duodécima semana el CIH fue aproximadamente del 60% en implantes tratados con chorreado de partículas y grabados con ácido, y aproximadamente del 40% en implantes fresados. Los autores concluyeron que la tasa y grado de osteointegración es superior en implantes tratados con chorro de partículas y grabados con ácido.

Xive obtuvo la siguiente  $R_a$  y  $R_q$ ,  $R_t$  y  $R_t$  más alta, es una superficie muy puntiaguda y estos picos se repiten con periodicidad. Se debe a el tratamiento que recibe: chorreado, grabado ácido y 1mm de cuello mecanizado que debe quedar debajo del hueso. Como describe Kim y cols. 2015 este tratamiento puede dar mejores resultados a nivel de *bone to implant contact* y más densidad ósea si se anodina la superficie.

Osseospeed presenta una superficie con una  $R_a$ ,  $R_q$  y  $R_t$  moderada, es puntiaguda y poco regular que se debe a una tratamiento de chorreado con  $\text{TiO}_2$  y grabado con ácido fluorhídrico, después la superficie es impregnada con niveles residuales de fluoruro. El estudio de Ruohong y cols. 2015 compara esta superficie con otras tres

incluías también en esta tesis : Certain, TiUnite y SLActive. Analizan con microscopía de perfil, microscopio electrónico de barrido (SEM), energía dispersa con espectroscopía de rayos X y Raman microespectroscopía. Células óseas alveolares de ratón fueron cultivadas en la superficie de los implantes de la cuatro compañías. Después de 48h de cultivo, SEM en combinación con un análisis cuantitativo de las imágenes de SEM fueron usadas para examinar la adhesión celular. Se encontraron diferencias en estos implantes comparando flancos, picos y valles dentro del mismo sistema de implantes, o en la misma localización entre diferentes lugares de fabricación. Generalmente Osseospeed y SLActive mostraban las superficie más rugosa, mientras Certain la superficie más lisa. Se encontraron cracks en la superficie de TiUnite, que también tenían un nivel mucho más bajo de titanio. Fase rutilado de óxido de titanio fue encontrado en Certain, , Osseospeed y SLActive y una fase anacarada de óxido de titanio fue detectada solamente en TiUnite. Después de 48h de cultivo Osseospeed y SLActive mostraron la más alta adhesión celular en las áreas de flancos, picos y valles de la superficie del implante.

Las células primarias también alcanzaron la confluencia en el valle, pero significativamente menos en el sistema Certain. TiUnite mostró la menor adherencia celular en el flanco y el valle. Concluyendo que los sistemas de implantes tienen diferentes propiedades superficiales, propician resultados distintos en la adhesión celular.

La superficie Avantblast presenta una morfología heterogénea con un valor Ra y Rq alto, aparecen valles profundos, picos elevados, se considera una superficie algo más porosa que picuda. Esta morfología se debe a el tratamiento que recibe consistente en doble ataque ácido y pasivado posterior. En el estudio realizado por Violant y cols. (2014) comparan la adhesión celular de cuatro especie de biofilm orasen discos de titanio puro grado 2 y 4, con superficies fresadas y grabadas termicoquímicamente con Avantblast. El modelo in vitro de biofilm estaba compuesto por *Actinomyces naeslundii*, *Streptococcus gordonii*, *Veillonella parvula*, *Fusobacterium nucleatum ssp. polymorphum*. Un total de 36 discos fueron divididos en cuatro grupos: Tigr2-c

(titanium grado 2, superficie maquinada), Tigr2-t (titanio grado 2, superficie modificada con Avantblast ), Tigr4-c (titanio grado 4,superficie maquinada), Tigr4-t

(titanio grado 4, superficie modificada con Avantblast ). El experimento fue repetido tres veces. La viabilidad del biofilm fue testada con 1% 2, 3, 5-triphenyltetrazolium chloride solución y la cuantificación de bacterias se realizo con un cuadrante de DNA–DNA hibridación . El análisis descriptivo para evaluar la composición del biofilm entre los grupos se realizó mediante Mann–Whitney test ( $p < 0.05$ ). Después de una semana el biofilm presentaba similar patón de composición bacteriana. La bacteria más prevalen fue *V. parvula* (~50% del total de la biomasa ), seguida de *S. gordonii* (~30%), *F. nucleatum ssp. polymorphum* (~10%) y *A. naeslundii* (<5%). El total de concentración bacteriana fue significativamente mayor en ambas superficies grado-4-titanio ( $p < 0.05$ ). Los resultados demostraron que no sólo el tratamiento de superficie, sino también la pureza del titanio influyen la rápida colonización bacteriana. Por esta razón, es esencial el desarrollo de superficies dentales que ayuden a la osteointegración con la prevención de la temprana colonización bacteriana.

El estudio de Barona-Dorado C y cols. (2009) muestra los resultados clínicos y el comportamiento radiológico en tres años de 67 implantes con superficie Avantblast sometidos a carga protésica. Es un estudio prospectivo observaciones de 67 implantes en 49 pacientes con un rango de edad de 54-69 años. Durante el período de cicatrización un implante fracasó, representando el 98.5% de supervivencia. Tras colocar la prótesis no falló ningún implante, 66 implantes permanecieron con función. Existe un éxito del 100%.

Hikelt obtuvo una rugosidad más baja que Essential, TSV MTX, Certain, Xive, Osseospeed y Avantblast pero mayor que los demás. Este sistema tiene un tratamiento ácido ( $H_2SO_4$ ). En otros estudios, el grabado ácido logra una menor rugosidad que el abrasionado de la superficie mediante chorreado (Rosa MB, 15, 8). El mecanizado de este sistema proporcionó una rugosidad inicial que se mantuvo tras el grabado. Por esto obtiene estos valores de  $R_a$  y  $R_q$  más altos que otros sistemas

que recibieron un chorreado de partículas previo al grabado ácido. Por otro lado, el tiempo de grabado y la concentración del ácido también condicionan la amplitud de la rugosidad, a mayor tiempo o concentración, mayor rugosidad (20). Esto puede explicar los valores de rugosidad Ra y Rq obtenidos en este sistema (fig. 1f).

La Ra de Interna, Tissue Level y SPI fue similar, pero más baja que Hikelt y Certain. Interna siguió un tratamiento con grabado ácido cubierto con altos niveles de carbón orgánico (polución orgánica). La superficie presenta numerosos picos pronunciados de grabado en alta magnificación pero con baja altura en la desviación de amplitud; la superficie es lisa en microescala y nanoescala (Dohan Ehrenfest DM y cols. 2011). Este material tiene una dureza menor que la alúmina o que el diamante, que el Titanio o la Hidroxiapatita (Lamolle SF y cols. 2009)(fig. 1c). Tissue Level, por su parte, presentó unos valores de rugosidad Ra, Rq similares a Interna, sin embargo la Rp, Rv y Rt sí presentaron valores mucho más altos en Interna. Esto significa que es una superficie relativamente homogénea que se interrumpe con picos y valles esporádicos pronunciados (fig. 1n). Este hecho se debe a un tamaño no homogéneo de las partículas abrasivas, donde existen algunas partículas de mayor tamaño que la media que provocan estos valles o picos pronunciadas.

Tissue Level siguió un tratamiento de mecanizado en frío, seguido chorreado de partículas de corindón ( $Al_2O_3$ ) de entre 250 y 500  $\mu m$ . Según el fabricante, con este tratamiento se consigue una macrorrugosidad de 20 a 30 $\mu m$ . Se grabó con  $H_2SO_4$  y HCl y se creó una microrrugosidad entre 2 y 4  $\mu m$  (según fabricante). Tras esto se lavó superficie con agua altamente pura. Debido al tamaño de partícula, se obtiene una rugosidad Rv más baja que Essential, TSV MTX, Certain, Avantblast, TiUnite, Hikelt, Xive, Gmi, Bego, Osseospeed e Interna y una Rp, Rt inferior a casi todas las superficies. Su Rp, Rv y Rt son más bajas, lo que significa una superficie con una abrasión homogénea (fig. 1m). Presentó una superficie porosa debido al grabado (HCl,  $H_2SO_4$ ) posterior al chorreado ( Zinelis S. y cols. 2010)

SPI mostró unos valores de rugosidad Ra y Rq similares a Tissue Level e Interna, sin embargo fue el sistema con la rugosidad Rp más alta después de Essential, Xive, Certain, Avantblast, Osseospeed, Hikelt Y TSV-MTX; esto se debe a que se aplicó en su superficie un pulido de arena a chorro que obtuvo una macrorugosidad de entre 20 a 40µm (según fabricante); un doble grabado ácido a temperatura elevada que consiguió microrugosidad de 1 a 5 µm. La Rt obtuvo un valor intermedio con respecto a los demás sistemas, debido a este tratamiento que consigue una superficie con porosidad intermedia y unos picos pronunciados y poros aislados marcados (fig. 1o).

Ti-Unite es una superficie porosa con periodicidad alta (fig. 1g). La rugosidad Ra, Rq, Rp es baja, sin embargo, la Rv es alta. El tratamiento que recibe esta superficie consiste en aplicar un voltaje en la muestra sumergida en un electrolito, que propicia la aparición de estos poros y fluoruro inorgánico y sulfato. Esta modificación de la superficie de titanio propicia gran controversia, como el estudio de Ruohong Liu y cols. 2015 en el que compara la adhesión celular de la superficie Ti-UNite con tres más (Certain, Osseospeed y SLActive) y encontraron grietas en la superficie del sistema de Nobel Biocare, que también tenía un nivel mucho más bajo de titanio. La adhesión celular también fue más baja en los flancos y valles de esta superficie. Han surgido preocupaciones de que el uso de la superficie modificada TiUnite con implantes puede dar lugar a la infección periimplantaria y marcada pérdida de hueso marginal en el tiempo. El objetivo de el estudio prospectivo de Östman y cols. 2012 fue evaluar la tasa de supervivencia, de hueso marginal, y las condiciones de los tejidos blandos en la superficie modificada TiUnite después de 10 años de función. Cuarenta y seis totalmente y parcialmente pacientes desdentados se les proporcionó 121 Brånemark oxidados implantes (TiUnite™, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suecia). Veinticuatro (20%) los implantes fueron cargados inmediata y 97 (80%) fueron colocados con un procedimiento de dos etapas. Se entregaron un total de 22 unitarios, 23 parcial y 7 restauraciones totales. Cheques clínicos y radiográficos se llevaron a cabo después de 3, 6, 12 meses, y posteriormente cada año hasta 10 años. En estas ocasiones, la higiene bucal se evaluó y peri-implante mucosa examinado por el sondeo. Los



pacientes se inscribieron en un programa individual para los controles de higiene y limpieza profesional. La pérdida de hueso marginal fue evaluada en las radiografías intraorales tomadas al inicio del estudio y después de 1, 5 y 10 años de función. Un (0,8%) implante fracasó después de 8 años dando una tasa de supervivencia (SR) del 99,2% después de 10 años. Un total de 11 sitios (9,2%) mostró sangrado al sondaje (BP) en el chequeo anual 10o. La pérdida media de hueso marginal fue de  $0,7 \pm 1,35$  mm basado en 106 pares legibles de las radiografías de la línea de base y desde el examen anual de 10o. Doce (11,3%) los implantes mostraron más de 2 mm de pérdida ósea, y cinco (4,7%) mostraron más de 3 mm de pérdida ósea después de 10 años. En este último caso, todos los pacientes eran fumadores y tenía una higiene oral pobre o aceptable. Los cinco implantes con > 3 mm de pérdida ósea mostraron BP y dos (1,9%) mostraron la supuración del bolsillo. Para los siete restantes implantes con pérdida de más de 2 mm de hueso, ninguna correlación con el tabaquismo, la higiene bucal, sangrado, o pus se podía ver. Tiempo / parcelas marginales nivel óseo de los 12 implantes con pérdida ósea más de 2 mm después de 10 años, mostraron cambios menores de la primera revisión anual a excepción de los dos infectados implantes. Se concluye que los buenos resultados clínicos a largo plazo se pueden obtener con dentales de titanio oxidado implantes. Sólo 1.9% de los examinados implantes mostró significativa pérdida marginal de hueso junto con el sangrado y supuración después de 10 años de función.

La superficie SLActive presenta una Ra, Rq y Rv inferior a Tissue Level, sin embargo la Rp y la Rt es superior. A diferencia de Tissue Level es una superficie con más picos que poros y con una menor periodicidad. Estos 2 implantes pertenecen a la misma casa comercial Straumann (Instituto Straumann AG, Basilea, Suiza). Los implantes disponibles comercialmente son SLA® y SLActive®; se fabrican con barras de titanio cp grado 2 se aplica chorro de arena (con corindón, tamaño de partícula de 250-500 micras) para generar una rugosidad macro (tamaño de la característica lateral aproximadamente 20-40 micras) y grabado ácido posterior se utiliza para obtener una topografía micro (tamaño de la característica lateral aproximadamente 2-4 micras). La

superficie Tissue Level se sumerge al ácido en una mezcla de ebullición de HCl y H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, seguido de la limpieza en HNO<sub>3</sub> y enjuague en agua desionizada de acuerdo con un proceso patentado por Straumann. Finalmente, los implantes se secan. SLActive se fabrica empleando el mismo proceso de arenado y grabado ácido como para Tissue Level, sin embargo, el tratamiento adicional se lleva a cabo en atmósfera de nitrógeno para evitar la exposición al aire. Son lavados en 0,9% de NaCl y finalmente almacenan en solución de NaCl al 0,9% a pH 5. Esta diferencia en la fabricación es la responsable de los valores diferentes obtenidos en esta tesis.

Kopf y cols. 2015 analizan la interacción entre la sangre y la superficie del implante y cómo esto afecta el mecanismo de la osteointegración. Para ello, coagulación de la sangre en una de titanio hidrófobo micro-rugosa (Ti) superficie (SLA-H phob) y sobre una superficie hidrófila micro-rugosa Ti con nanoestructuras (SLActive-H Phil NS), así como los efectos de la sangre humana entera. Se evaluó la pre-incubación de estas dos superficies en el potencial de diferenciación de las células óseas humanas primarias (HBC). Curiosamente, pre-incubación con sangre dio lugar a una densa red de fibrina sobre toda la superficie en SLActive-H Phil NS pero sólo en parches individuales de fibrina y pequeños complejos de fibra aislada en SLA-H phob. En SLActive-H Phil NS, el número de PACT inherentes a la red de fibrina se incrementó en gran medida y las células mostradas mejorada contacto célula a la red de fibrina. Notablemente, PACT muestran el aumento de expresión de las proteínas marcadoras osteogénicas fosfatasa alcalina y colágeno-I cuando se cultiva en ambas superficies sobre sangre pre-incubación. Además, la sangre de pretratamiento promovió una mineralización antes y mejorada de PACT cultivadas en SLActive-H phil NS en comparación con SLA-H phob. Los resultados presentados en este estudio, por lo tanto sugieren que la sangre pre-incubación de superficies de implante imita una situación más fisiológica, con el tiempo proporcionando una más predictivos in vitro modelo para la evaluación de las superficies de los implantes de hueso nuevos. Sin embargo Stafford y cols. 2015 en una revisión, encontró poca diferencia entre superficies arenadas y grabadas al ácido (SLA) y superficies modificadas (SLActive), a

pesar de los resultados positivos obtenidos en estudios (Hentschel y cols. 2015, Favero y col. 2015).

La superficie Gmi presenta una rugosidad Ra, Rq, Rp y Rt baja, la rugosidad Rv es algo más elevada, es decir, es una superficie porosa y con una aparición de estos poros sin secuencia constante. El tratamiento que recibe la superficie, adonizada, con una fina capa de dióxido de titanio explica esta topografía. Pérez y cols. 2012 tiene altas tasas de éxito, y una estimación adecuada de cómo las tensiones se transfieren al hueso circundante arroja visión en el correcto diseño de los implantes con superficie Gmi. En este estudio, se estima propiedades de transferencia de tensión de cuatro comerciales implantes (GMI, Lifecore, Intri y Avinent) que difieren significativamente en la geometría macroscópica. Se adoptaron modelos de elementos finitos tridimensionales detalladas para analizar el comportamiento del hueso-implante sistema en función de la geometría del implante (dos diámetros diferentes) y el hueso-implante condición interfaz. Fuerzas estáticas oclusales se aplicaron y sus efectos en el hueso, el implante y el hueso-implante se evaluaron interfaz. Diámetros grandes evitan la resorción ósea inducida por sobrecarga. Tensiones más altas se obtuvieron con un hueso-desligada implante interfaz. Micromovimientos relativa en el óseo del implante interfaz estaban dentro de los límites requeridos para lograr una buena osteointegración.

La superficie Bego presenta una rugosidad Ra, Rq, Rp y Rt muy baja, la rugosidad Rv no se encuentra entre las más bajas de los 17 sistemas de implantes analizados, sin embargo es una superficie con picos de aparición esporádica. Es una superficie solamente grabada, de ahí que el valor Rv sea más alto que cualquier los otros parámetros de rugosidad, sin embargo la Rsk es positiva en el límite, es decir, debido a este tratamiento ácido, se puede considerar una superficie más bien rugosa (fig. 1c). Mueller y cols. (2011) sugieren la utilización de revestimiento de colágeno tipo I y diferentes citoquinas para aumentar la osteointegración. Utilizan implantes con

superficie Bego (Semados Implant Systems, Bremen, Alemania) recubiertas con colágeno I y, o bien 1 mg o 10 mg de la proteína morfogenética ósea 2, factor de crecimiento endotelial vascular 165, factor de crecimiento de fibroblastos básico 2, o una combinación de los 3 factores utilizando el método BioDot. Experimentales implantes (1 titanio puro, 1 de colágeno I revestido y 8 revestimientos de citoquinas diferentes) se insertaron en los cráneos frontales del 9 cerdos domésticos (10 implantes en cada animal). Los implantes se recuperaron 2, 4 y 8 semanas después de la cirugía. Las muestras se sometieron a microradiografía e inmunohistoquímica para el colágeno I y la osteocalcina. Se obtuvo un recubrimiento de implantes con colágeno I se incrementó significativamente colágeno I ( $P = 0,028$ ) y la osteocalcina ( $P = 0,037$ ) en la expresión 2-semanas de seguimiento y la expresión de osteocalcina ( $P = 0,042$ ), así como el contacto de implante de hueso ( $P = 0,049$ ) en el de 4 semanas de seguimiento en comparación con el titanio puro. Recubrimiento adicional de citoquinas no tuvo ningún efecto significativo en comparación con el revestimiento de colágeno I. Concluyeron que el recubrimiento con colágeno mejora la osteointegración. Sin embargo, la aplicación adicional del factor de crecimiento no tuvo efectos beneficiosos adicionales.

MG-InHex recibió un tratamiento con RBM (*Resorbable Blast Media*) consistente fofato cálcico que se aplicò en spray sobre superficie de titanio. Después el implante fue pasivado. Este proceso incluyó el grabado ácido. El tratamiento con spray no sólo produjo una superficie rugosa, además, eliminó la contaminación superficial e incrementó la actividad de la superficie del implante (Na An y cols. 2012). La rugosidad obtenida es más baja porque el tamaño de partícula y su dureza es menor que las utilizadas en los otros sistemas, provocando una menor abrasión que la alúmina, el carbón o el corindón. Es por ello que se observó una superficie con los valores de rugosidad Ra y Rq más bajos. MG-InHex obtuvo también los valores más bajos de Rv, Rp y Rt. Esto demuestra una homogeneidad en el tratamiento de superficie (fig. 1ñ).

Biohorizons presenta la rugosidad Ra y Rq casi más baja de los sistemas incluidos en esta tesis, es una superficie con valles poco profundos y picos de muy poca altura la Rt también es casi la más baja. la morfología es plana con poros de aparición poco frecuentes (fig. 1d). El tratamiento que recibe la superficie es denominado *resorbable blast media* aumenta la osteointegración como afirma Ahn y cols. 2011; en su estudio se midió el torque de remoción y los tejidos se prepararon para el análisis histológico e histomorfométrico. Se midió el contacto hueso-implante y el porcentaje del área de hueso dentro de las roscas. Implantes tratados con RBM con grupos de ranuras verticales mostraron valores significativamente más altos de torque de remoción, el contacto hueso-implante, y la tasa de área ósea que los de los grupos de superficie mecanizada.

Ankylos obtuvo la Ra, Rq, Rv y Rt más baja de los 17 sistemas de implante sometidos a estudio, al presentar una Rp no tan baja como los otros parámetros, se puede considerar uno de los sistemas con la Rsk más alta (superficie muy picuda) y con cierta periodicidad en la aparición de estos picos. El tratamiento que recibe la superficie, que es chorreada y grabada y cubierta con partículas de Alúmina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), y otras sustancias inorgánicas sodio, fluoruro, fosfatos zinc, cloruro y sulfuro explica esta topografía. Esta topografía tan poco rugosa es la que ha llevado a investigadores como Lutz y cols. 2013 a investigar técnicas para aumentar la osteointegración y adhesión celular. Tuvieron como objetivo identificar la concentración ideal de una biofuncional superficie de recubrimiento de implantes dentales con un péptido sintético (P-15). En un estudio anterior, P-15 fue mostrado para mejorar los parámetros de osteointegración. Utilizaron Implantes Ankylo (Friadent ®) con cinco concentraciones diferentes (de 0-400 g / ml) de un recubrimiento de P-15, así como los controles no recubiertos se insertaron en el hueso frontal de cerdos domésticos 45 adultos . Los resultados histomorfométricos y microradiographic para el recubiertas implantes se compararon con los de los no recubiertos después de 7, 14, y 30 días. No se observaron diferencias significativas comparando el peri implante densidad ósea entre los recubiertos y no recubiertos implantes El hueso-implante de contacto, como el

parámetro histológico primario para la osteointegración, mostraron altas tasas para todas las superficies investigadas (entre  $73,3 \pm 17,9\%$  para el control y  $81,9 \pm 15,2\%$  para P15 20 mg / ml después de 30 días). Ningún beneficio significativo en la osteointegración de un recubrimiento de P-15 biofuncional de implantes dentales se podría mostrar en el presente estudio.

La *Skewness* (Rsk) mide la simetría de perfil sobre la línea media. Este parámetro es sensible a valles profundos o picos altos ocasionales. Perfiles con escasos picos y profundas depresiones tienen Rsk negativa (superficie porosa o agujereada). Perfiles con valles leves y altos picos tienen Rsk positiva (superficie angosta o puntiaguda). El parámetro Rsk distingue superficies con diferente perfil y el mismo valor Ra o Rq (Gadelmawla ES y cols. 2002). Xive, Ankylos, Osseospeed, SLActive, Interna, Essential, Hikelt, Bego y Certain obtuvieron valores de Rsk positivos, son superficies puntiagudas debido al chorreado con partículas. Hikelt sólo se grabó y consiguió esta superficie con picos pronunciados; normalmente el grabado ácido produce Rsk negativa, sin antes abrasión, no debería ser así: puntiaguda. Al contrario, Tissue Level, MG-InHex, SPI, TiUnite, Biohorizons, TSV MTX, Gmi y Avantblast obtuvieron una Rsk negativa. Son superficies porosas debido al grabado ácido que siguieron tras el chorreado. En otros estudios, se ha demostrado que el grabado ácido provoca poros en la superficie (Rsk negativa) (Abron A y cols. 2001). Una superficie agujereada o con poros se ha demostrado ser más adecuada para la adhesión celular como se ha demostrado en algún estudio (Lamolle SF y cols. 2009). Así mismo, también se ha podido determinar que una superficie menos rugosa pero con una Rsk negativa (porosa) logra mayor adhesión celular que una superficie más rugosa pero con una Rsk positiva (Abron A y cols. 2001).

La *Kurtosis* ( $Rku$ ) describe la periodicidad del patrón de rugosidad. Si  $Rku$  es menor a 3 la superficie es platurtoica y tiene relativamente algunos picos altos y pocos valles. Si  $Rku$  es mayor a 3 la distribución curva es llamada leptokurtoica y tiene relativamente altos picos y valles profundos (Gadelmawla ES y cols. 2002). Se ha determinado que un valor mayor a 3 (superficie leptokurtoica) afecta positivamente la retención del implante (). El parámetro de rugosidad  $Rku$  mostró valores inferiores a tres en Bego, Biohorizons, Gmi, Essential, Hikelt, SLActive, TSVMTX, Avantblast, Osseospeed y Certain que son consecuencia de un tratamiento con partículas de entre 20 a 100  $\mu m$  en caso de Certain que le proporciona unos valores de rugosidad muy altos y a un proceso exclusivo de grabado en caso de Hikelt, que hace que la frecuencia en la aparición de poros sea más espaciada (Rosa MB y cols. 2013). Los otros siete sistemas mostraron valores mayores a tres, son superficies leptokurtoicas.

No se ha determinado un valor de rugosidad ideal. Una superficie rugosa facilita la adhesión celular; sin embargo, una superficie muy rugosa dificulta la respuesta biológica y la osteointegración (Blanco J y cols. 2011). Se ha planteado un rango ideal de rugosidad  $Ra$  ( $0,775 \mu m \pm 0,058 \mu m$ ) y de rugosidad  $Rt$  ( $5,258 \mu m \pm 0,554$ ) (Abron A y cols. 2001). También se ha marcado como valor límite máximo de rugosidad  $Ra$  en unas 40  $\mu m$  (Wennerberg A y cols. 2002). Los sistemas analizados en este estudio, tienen valores menores. Eisenbarth et al (Eisenbarth E, y cols. 2007), evaluaron el efecto de la rugosidad en la adhesión celular y encontró que una rugosidad  $Ra = 7 \mu m$  lograba una rápida migración celular. Sin embargo, una  $Ra = 40 \mu m$  propició una adhesión celular menos satisfactoria. También encontró que una  $Ra$  intermedia ( $Ra = 15 \mu m$ ) logra la mejor adhesión celular, concluyéndose que no es necesario altas rugosidades para lograr la mayor respuesta celular. Los sistemas analizados en este estudio, tienen valores menores. Por lo que se encuentran dentro del rango establecido de rugosidad recomendada. De todas formas, no se debe tener en cuenta sólo el parámetro  $Ra$  para determinar la idoneidad de una superficie.

El patrón de rugosidad, la topografía y la morfología difiere en cada uno de los implantes que se han analizado. No todos los implantes tienen las mismas medidas de

rugosidad y características topográficas. Como se ha podido comprobar, está directamente relacionada la rugosidad y la morfología superficial con la supervivencia de los implantes, la adhesión celular y la predictibilidad en tratamientos con hueso menos favorable (Pebe, P. y cols. 1997, Cochran; D.L. y cols. 1998; Vercaigne, S. y cols. 1998). Por último, la caracterización de una superficie requiere de varios parámetros a la vez, para establecer unas conclusiones más seguras.





## VII. CONCLUSIONES

## CONCLUSIONES

El patrón de rugosidad, la topografía y la morfología difiere en cada uno de los implantes que se han analizado. No todos los implantes tienen las mismas medidas de rugosidad y características topográficas. Como se ha podido comprobar, está directamente relacionada la rugosidad y la morfología superficial con la supervivencia de los implantes, la adhesión celular y la predictibilidad en tratamientos con hueso menos favorable (Pebe, P. y cols. 1997, Cochran; D.L. y cols. 1998; Vercaine, S. y cols. 1998). Por último, la caracterización de una superficie requiere de varios parámetros a la vez, para establecer unas conclusiones más seguras.

La topografía y la rugosidad difieren en cada uno de los implantes que se han analizado encontrándose que el tratamiento previo con ácido propicia una Rsk negativa y que el chorreado con partículas condiciona una Rsk positiva.



## VIII. BIBLIOGRAFÍA

**BIBLIOGRAFÍA**

Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E et al: Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surface: an experimental study en the dog. Clin Oral Implants Res. 2004; 15:381-92.

Abron A, Hopfensperger M, Thompson J et al: Evaluation o a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. J Prosthet Dent. 2001; 85:40-6.

Albrektsson T: Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use, J Oral Maxillofac Surf. 1998; 56:1312-26.

Blanco J, Alvarez E, Muñoz F, Liñares A, Cantalapiedra A. Influence on early osseointegration of dental implants installed with two different drilling protocols: a histomorphometric study in rabbit Clin. Oral Implants Res 2011; 22: 92–9.

Blumenthal NC, Cosma V: Inhibition of apatite formation by titanium and vanadium ions, J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 1989; 23:13-22.

Botticelli D, Berglundh T, Buser D, Lindhe J. The jumping distance revisited. An experimental study in the dog. Clin. Oral Implant. Res. 2003;14: 35-42.

Boyan BD, Batzer R, Kieswetter K et al: Titanium surface roughness alters responsiveness of MG63 osteoblastic-like cells to  $1\alpha,25\text{-(OH)}_2\text{D}_3$ , J Biomed Mater Res. 1988; 39:77-85.

Browsers KT, Keller JC, Randolph Ba et al: Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7:302-10.

Brunette DM: The effects of implant surface topography on the behavior of cells, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 3:231-46.

Busser D, Nydegger T, Hirt HP et al: Removal torque values of titanium implants in the maxillae of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13:611-19.

Buser D, Nydeffer T, Oxland T et al: Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs, *J Biomed Mater Res*; 1999; 45:75-83.

Busser D Schenk R, Steinemann S et al: Influence of surface characteristics on bone integration to titanium implants: a histomorphometric study in miniature pigs, *J Biomed Mater Res*. 1991; 25:889-902.

Cao N, Dong J, Wang Q, Ma Q, Wang F, Chen H, et al. (2010), Plasma-sprayed hydroxyapatite coating on carbon/carbon composite scaffolds for bone tissue engineering and related tests *in vivo*. *J Biomed Mater Res*. 2010;92:1019-27.

Carr Ab, Gerard DA, Larsen PE: Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following months of healing in baboons. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15:785-91.

Cheroudi B, Gould TRL, Brunette DM: Effects of grooved titanium-coated implant surface on epithelial cell behavior in vitro and in vivo, *J Biomed Mater Res*. 1987; 23:1067-85.

Cho SA, Park KT: The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching, *Biomater*. 2003; 24:3611-7.

Cochran DL, Buser D, ten Bruffenkate CM et al: The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13:144-53.

Cochran, D.L., Schenk, R.K., Lussi, A., Higginbottom, F.L. & Buser, D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998; 40: 1–11.

Collier JP, Surprenant VA, Mayor MB et al: Loss of hydroxyapatite coating on retrieved, total hip component, *J Arthroplasty.* 1993; 8:389-93.

Darwell BW, Samman N, Luk WK et al: Contamination of titanium castings by aluminum oxide blasting. *J Dent.* 1995; 23:319-22.

Degidi M, Petrone G, Iezzi G et al: Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human retrieved implants, *J Oral Implantol.* 2003; 29:13-8.

Dohan Ehrenfest DM, Vazquez L, Park YJ, Sammartino G, Bernard JP. Identification card and codification of the chemical and morphological characteristics of 14 dental implant surfaces. *J Oral Implantol.* 2011;37:525-42.

Doillon CJ, Silver FH, Berg RA: Fibroblast growth on a porous collagen sponge containing hyaluronic acid and fibronectin, *Biomater.* 1987; 8:195-200.

Dunne CF, Twomey B, O'Neill L, Stanton KT. Co-blasting of titanium surfaces with an abrasive and hydroxyapatite to produce bioactive coatings: Substrate and coating characterisation. *J Biomater Appl.* 2014;28:767-78.

Eisenbarth E, Velten D, Breme J. Effect of surface roughness on cell adhesion. *Biomol Eng.* 2007; 24: 27-32.

Elligsen JE, Johanson CB, Wennerberg. Improved retention and bone to implant contact with fluoride modified titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:659-66.

Ferraris S, Spriano S, Pan G, Venturello A, Bianchi CL, Chiesa R, et al. Surface modification of Ti-6Al-4V alloy for biomineralization and specific biological response: Part I, inorganic modification. *J Mater Sci Mater Med*. 2011; 22:533-45.

Filiaggi MJ, Pilliar RM, Coombs NA: Post-plasmaspraying heat treatment of the HA coating/Ti-6Al-4V implant system, *J Biomed Mater Res*. 1993; 27:191-8.

Franchi M, Bacchelli B, Martini D et al: Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants, *Biomater*. 2004; 25:2239-46.

Franchi M, Orsini E, Tire A et al: Ostogenesis and morphology of the peri-implant bone facing dental implants, *Scientific World J*. 2004;4:1083-95.

Galli C, Guizzardi S, Passeri G et al: Comparison of human mandibular osteoblast grown on two commercially available titanium implant surfaces, *J Periodontol*. 2005;76:364-72.

Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH, Roughness parameters. *J Mater Process Technol*. 2002;123:133-45.

Geesink RG, de Groot K, Klein CP: Bonding of bone to apatite-coated implants, *J Bone Joint Surg Br*. 1998; 70:17-22.

Gonshor A, Goveia G, Sotirakis E: A prospective, multicenter, 4-year study of the ACE surgical resorbable media implant, *J Oral Implantol*. 2003; 29:174-80.

Groot L, Geesink R, Klein CP et al: Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite, *J Biomed Mater Res*. 1987; 21:1375-81.

Guizzardi S, Galli C, Martini D et al: Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response, *J Periodontol*. 2004; 75:273-82.

Hayakawa T, Kiba H, Yasuda S et al: A histologic and histomorphometric evaluation of two types of retrieved human titanium implants, *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002; 22:164-171.

Inzunza D, Covarrubias C, Marttens AV, Leighton Y, Carvajal JC, Valenzuela F, et al. Synthesis of nanostructured porous silica coatings on titanium and their cell adhesive and osteogenic differentiation properties. *J Biomed Mater Res Part A* 2014; 102:37-48.

Ivanoff CJ, Widmark G, Johansson C et al: Histologic evaluation of bone response to oxidized and turned titanium micro-implants in human jawbone, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18:341-8.

Johansson CB, Han CH, Wennerberg A et al : A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum.vandium implants in rabbit bone, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:315-21.

Jovanovic SA, Kenney EB, Carranza FA Jr et al: The regenerative potential of plaque-induced pri-implant bone defects trated by a submerged membrane technique: an experimental study, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8:13-8.

Jung YC, Han CH, Lee IS et al: Effects of ion beam-assisted deposition of hydroxyapatite on the osseointegration of endosseous implants in rabbit tibiae, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16:809-18.

Kasemo B: Biocompatibility of titanium implants; surface science aspects, *J Prosthet Dent*. 1983; 49:832-7.

Keller JC, Schneider GB, Stanford CM. Effects on implant microtopography on osteoblast cell attachment. *Implant Dent*. 2003;12:175-81.

Kieswetter K, Schwartz Z, Hummert TW et al: Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by ostoblas.like MG63 cells, *J Biomed Mater Res*. 1996; 32:55-63.



Klokkevold PR, Jhonson P, Dadgostari S et al: Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit, Clin Oral Implants Res. 2001; 12:350-7.

Klokkevold Pr, Nishimura RD, Adachi M et al: Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit, Clin Oral Implants Res. 1997; 8:442-7.

Lamolle SF, Monjo M, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE, Haugen HJ. Titanium implant surface modification by cathodic reduction in hydrofluoric acid: surface characterization and in vivo performance. J Biomed Mater Res A. 2009; 88:581-8.

Lee IS, Kim DH, Kim HE et al: Biological performance of calcium phosphate films formed on commercially pure Ti by electron-beam evaporation. Biomater. 2002; 23:609-15.

Lincks J Boyan BD, Blachard CR et al : Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium alloy is dependent on surface roughness and composition. Biomater. 1998; 19:2219-32.

Lu Y-P, Li M-S, Li S-T et al: Plasma-sprayed hydroxyapatite +titania composite bond coat for hydroxyapatite coating on titanium substrate, Biomater. 2004; 25:4393-403.

Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW et al: Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63), J Biomed Mater Res. 1995; 29:389-401.

Martins MC, Shibli JA, Abi-Rached RS et al: Progression of experimental chronic peri-implantitis in dogs: clinical and radiographic evaluation, J Periodontol. 2005; 76:1367-73.

Meffert RM: Ceramic-coated implant system. Adv Dent Res. 1999; 13:170-2.

Mendes, V.C., Moineddin, R. & Davies, J.E. (2008) Discrete calcium phosphate nanocrystalline deposition enhances osteoconduction on titanium-based implant surfaces. *J Biomed Mater Res A*. 2011; 90: 577–85.

Morris HF, Ochi S: Hydroxyapatite-coated implants: a case for their use, *J Oral Maxillofac Surg*. 1998; 56:1303-11.

Na An, Xiaohui Rausch-fan, Marco Wieland, Michael Matejka, Oleh Andrukhov, Andreas Schedle. Initial attachment, subsequent cell proliferation/viability and gene expression of epithelial cells related to attachment and wound healing in response to different titanium surfaces *Dent Materials*. 2012; 28:1207-14.

Ogawa T, Nishimura I: Different bone integration profiles of turned and acid-etched implant associated with modulated expression of extracellular matrix genes, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18: 200-10.

Ong JL, Carnes DL, Bessho K: Evaluation of titanium plasma-sprayed and plasma – sprayed hydroxyapatite implants in vivo, *Biomater*; 2004; 25:4601-6.

Oonishi H, Yamamoto M, Ishimaru H et al: The effect of hydroxyapatite coating on bone growth into porous titanium alloy implants, *J Bone Joint Surg Br*. 1989; 71:213-6.

Park JY, Gemmell CH, Davies JE: Platelet interactions with titanium: modulation of platelet activity by surface topography, *Biomater*. 2001; 22:2671-82.

Park YS, Yi KY, Lee IS et al: The effects of ion beam assisted deposition of hydroxyapatite on the grit-blasted surface of endosseous implants in rabbit tibiae, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20:31-84.

Pebe, P., Barbot, R., Trinidad, J., Pesquera, A., Lucente, J., Nishimura, R. y Nasr, H. Counter torque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study. *Impl Dent*. 1997; 6: 259–65.

Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, A et al: Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkey, *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997; 17:162-9.

Piattelli A, Corigliano M, Scarano A et al: Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys, *J Periodontol.* 1998; 69:321-327.

Piattelli A, Cosci F, Scarano A et al: Localized chronic suppurative bone infection as a sequel of peri-implantitis in a hydroxyapatite-coated dental implant, *Biomater.* 1995; 16:917-20.

Piattelli A, Scarano A, Corigliano M et al: Effects of alkaline phosphatase on bone healing around plasma-sprayed titanium implants: a pilot study in rabbits, *Biomater.* 1996; 17:1443-1449.

Piattelli M, Scarano A, Paoloantonio M et al: Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits, *J Oral Implantol.* 2002; 28:2-8.

Piattelli A, Scarano A, Dalla Nora A et al: Microscopical features in retrieved human Branemark implants: a report of 19 cases, *Biomater.* 1998; 19:643-9.

Piattelli A, Corigliano M, Scarano A: Microscopical observations of the osseous responses in early loaded human titanium implants: a report of two cases, *Biomater.* 1996; 17:1333-7.

Rohrer MD, Sobczak RR, Prasad HS et al: Postmortem histologic evaluation of mandibular titanium and maxillary hydroxyapatite-coated implants from 1 patient, *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1999; 14:579-86.

Rosales-Leal J.I, M.A. Rodríguez-Valverde, G. Mazzaglia, M. Vallecillo Capilla. Effect of roughness, wettability and morphology of engineered titanium surfaces on osteoblast-

like cell adhesion. *Colloids Surf. A: Physicochem, Eng, ASPECTS*. 2010;doi:10.1016/j.colsurfa.2009.12017.

Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Filho HO, Wennerberg A. Micrometric characterization of the implant surfaces from the five largest companies in Brazil, the second largest worldwide implant market. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28:358-65.

Rupp, F, Scheideler L, Olshanska N et al: Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces, *J Biomed Mater Res A*. 2006; 76:323-34.

Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M et al: Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explants model for osseointegration: a scanning electron microscopic study, *Clin Oral Implants Res*. 2005; 16:657-666.

Sanz A, Oyarzun A, Farias D et al: Experimental study of bone response to new surface treatment of endosseous titanium implants, *Implant Dent*. 2001; 10: 126-31.

Savarino L, Cenni E, Stea S et al: X-ray diffraction of newly formed bone close to alumina or hydroxyapatite-coated femoral stem, *Biomater*. 1993; 14:900-5.

Sakakura CE, Nociti FH Jr, Mello GP et al: Histomorphometric evaluation of a threaded, sandblasted, acid-etched implant retrieved from a human lower jaw: a case report, *Implant Dent*. 2005; 14:289-93.

Scarano A, Iezzi G, Petrone G et al: Immediate postextraction implants: a histologic and histometric analysis in monkeys, *J Oral Implantol*. 2000; 26:163-9.

Scarano A, Piattelli M: Superfici implantari. In Novello G: *Implantología práctica*, Condenons, Italy, 2005, New Service Internacional.

Schwartz-Arad D, Mardinger O, Levin L et al: Marginal bone loss pattern around hydroxyapatite-coated versus commercially pure titanium implants after up to 12 years of follow-up, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20:238-44.

Schwartz Z, Martín JY, Dean DD et al: Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation, *J Biomed Mater Res*. 1996; 30:145-55.

Son WW, Zhu X, Shin HI et al: In vivo histological response to anodized and anodized/hydrothermally treated titanium implants, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003; 66: 520-5.

Sul YT, Johansson CB, Petronis S et al: Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition, *Biomater*. 2002; 23:491-501.

Sun I, Berndt CC, Gross KA et al: Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review, *J Biomed Mater Res*. 2001 58:570-92.

Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA. Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:675-90.

Szmukler-Moncler S, Testori T, Bernard JP: Etched implants: a comparative surface analysis of four implant systems, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004; 69:46-57.

Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L et al: Immediate loading of Osseotite implants: a case report and histologic analysis after 4 months of occlusal loading. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2001; 21:451-9.

Thomas KA, Kay JF, Cook SD et al: The effect of surface macrotexture and hydroxyapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials, *J Biomed Mater Res.* 1987; 21:1395-414.

Trisi, P, Keith DJ, Rocco S: Human histologic and histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated implants after 10 years of function: a case report, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20:124-30.

Trissi P, Lazzara R, Rao W et al: Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and Osseotite implant surfaces, *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002; 22:535-45.

Uehara T, Takaoka L, Ito K: Histological evidence of osseointegration in human retrieved fractured hydroxyapatite-coated screw-type implants: a case report, *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15:540-5.

Vercaigne, S., Wolke, J.G., Naert, I. & Jansen, J.A. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Impl Res.* 1998; 9:261-71.

Xie J, Baumann MJ, McCabe LR: osteoblasts respond to hydroxyapatite surfaces with immediate changes in gene expression, *J Biomed Mater Res.* 2004; 71:108-17.

Xue W, Liu X, Zheng X et al: In vivo evaluation of plasma-sprayed titanium coating after alkali modification, *Biomater.* 2005; 26:3029-37.

Weingart D, Steinemann S, Schilli W et al: Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 23:450-2.

Wennerberg A, Albrektsson T, Adersson B et al: A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6:24-30.

Wenngerberg A, Albrektson T, Andersson B: Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11:38-45.

Wennerberg A, Albrektson T, Johansson C et al: Experimental study of turned and grit.blasted screw.shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography, *Biomater*. 1996; 17:15-22.

Wennerberg A. Albrektson T, Andersson B: Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted wuth fin and coarse paticles of aluminum oxide, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11:38-45.

Wennerberg A, Albrektson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Impl Res*. 2009;20:172-84.

Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res*. 1995;29:1567-75.

Zhu X, Chen J, Scheideler L et al: Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses, *Biomater*. 2004; 25: 4087-103.

Zinelis S., Thomas A., Syres K., Silikas N., Eliades G. Surface characterization of zirconiza dental implants. *Dental materials* 2010; 26:295-305.







