
AVANCES en odontología

Vol. 34 - Núm. 3 - MAYO-JUNIO 2018

SUMARIO

A nuestros lectores	109
Injertos óseos y biomateriales en implantología oral.	
MARTÍNEZ ÁLVAREZ O, BARONE A, COVANI U, FERNÁNDEZ RUÍZ A, JIMÉNEZ GUERRA A, MONSALVE GUIL L, VELASCO ORTEGA E.	111
La evaluación topográfica de las superficies de los implantes de titanio.	
LUQUE MILLÁN FJ, ORTIZ GARCÍA I, MATOS GARRIDO N, JIMÉNEZ GUERRA A, ESPAÑA LÓPEZ A, VELASCO ORTEGA E.	121
La biología de la oseointegración en los implantes postextracción.	
KATLEEN BRAGANÇA L, MONSALVE GUIL L, JIMÉNEZ GUERRA A, ESPAÑA LÓPEZ A, ORTIZ GARCÍA I, VELASCO ORTEGA E.	131
La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas.	
BLANCO LÓPEZ P, MONSALVE GUIL L, MATOS GARRIDO N, MORENO MUÑOZ J, NÚÑEZ MÁRQUEZ E, VELASCO ORTEGA E.	141
El tratamiento con implantes mediante la elevación transcrestal del seno maxilar. Un estudio a 3 años.	
NASSER NASSER K, JIMÉNEZ GUERRA A, MATOS GARRIDO N, ORTIZ GARCÍA I, ESPAÑA LÓPEZ A, MORENO MUÑOZ J, NÚÑEZ MÁRQUEZ E, VELASCO ORTEGA E.	151

En la edición de abril 2012 del Ranking Web de Repositorios del Mundo (http://repositories.webometrics.info/index_es.html) publicado por el Laboratorio de Cibermetría del CSIC, el sitio SciELO España (<http://scielo.isciii.es>), coordinado y mantenido por la Biblioteca Nacional de Ciencia de la Salud del Instituto de Salud Carlos III, ocupa el puesto número 8 del mundo (http://repositories.webometrics.info/topportals_es.asp), subiendo un lugar con respecto a la pasada. Esos datos avalan la teoría de que SciELO es una excelente herramienta de visibilidad y difusión de nuestras publicaciones.

ACEPTADA EN EL ÍNDICE BIBLIOGRÁFICO ESPAÑOL EN CIENCIAS DE LA SALUD (IBECS) Y EN SCIELO. LAS DIRECCIONES DE INTERNET PARA ENCONTRAR LAS REVISTAS INDEXADAS SON LAS SIGUIENTES:

AVANCES EN ODONTOESTOMATOLOGÍA

http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_serial&pid_0213-1285/Ing_es/nr

AVANCES EN PERIODONCIA E IMPLANTOLOGÍA ORAL

http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_serial&pid_1130-1457/Ing_es/nr

AVANCES en odontología

Vol. 34 - Núm. 3 - MAY-JUNE 2018

SUMMARY

To our readers	109
Bone grafts and bone substitutes in implant dentistry. MARTINEZ ALVAREZ O, BARONE A, COVANI U, FERNÁNDEZ RUÍZ A, JIMÉNEZ GUERRA A, MONSALVE GUIL L, VELASCO ORTEGA E.	111
Topographic evaluation of the titanium implant surfaces. LUQUE MILLÁN FJ, ORTIZ GARCÍA I, MATOS GARRIDO N, JIMÉNEZ GUERRA A, ESPAÑA LÓPEZ A, VELASCO ORTEGA E.	121
The biology of osseointegration in postextraction implants. KATLEEN BRAGANÇA L, MONSALVE GUIL L, JIMÉNEZ GUERRA A, ESPAÑA LÓPEZ A, ORTIZ GARCÍA I, VELASCO ORTEGA E.	131
Osseointegration of titanium implant with several rough surfaces. BLANCO LÓPEZ P, MONSALVE GUIL L, MATOS GARRIDO N, MORENO MUÑOZ J, NÚÑEZ MÁRQUEZ E, VELASCO ORTEGA E.	141
Implant treatment by transcresal maxillary sinus elevation. A 3-year follow-up study. NASSER NASSER K, JIMÉNEZ GUERRA A, MATOS GARRIDO N, ORTIZ GARCÍA I, ESPAÑA LÓPEZ A, MORENO MUÑOZ J, NÚÑEZ MÁRQUEZ E, VELASCO ORTEGA E.	151

A nuestros lectores

En este segundo número de la revista es un **monográfico especial dedicado a implantes** que comienza con un artículo titulado “Injertos óseos y biomateriales en implantología oral” de la **Dra. Martinez Alvarez O., y cols.**, que con este estudio nos indica que la rehabilitación de la mandíbula atrófica mediante técnicas quirúrgicas complejas con injertos óseos e implantes constituye un tratamiento con una elevada tasa de éxito.

A continuación presentamos el artículo del **Dr. Luque Millán F. y cols.**, titulado “La Evaluación topográfica de las superficies de los implantes de titanio” que nos muestra como las modificaciones en la topografía y composición química de la superficie de los implantes es importante en la implantología oral experimenta y clínica.

Seguimos el número con el trabajo “La biología de la oseointegración en los implantes postextracción” de la **Dra. Katleen Brangança L. y cols.**, que tiene el propósito de con esta investigación experimental y clínica de la inserción de implantes en alveolos no perjudica a los tejidos periimplantarios pero tiene reabsorción ósea tanto de la pared vestibular como lingual.

Continuamos con el artículo “La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas” del **Dr. Blanco López JM. y cols.**, el cual nos explica como el tratamiento de la superficie de los implantes es un importante campo en futuras investigaciones de la implantología oral.

En quinto y último lugar tenemos un trabajo del **Dr. Nasser Nasser K.** y cols. “El tratamiento con implantes mediante la elevación transcrestal del seno maxilar. Un estudio a 3 años”, donde con este estudio nos indica como el tratamiento con implantes dentales mediante su inserción con elevación transcrestal del seno maxilar superior constituye una terapéutica implantológica con éxito.

Injertos óseos y biomateriales en implantología oral

Bone grafts and bone substitutes in implant dentistry

Martinez Alvarez O *, Barone A **, Covani U ***, Fernández Ruíz A ****, Jiménez Guerra A *****, Monsalve Guil L *****, Velasco Ortega E *****,

RESUMEN

Un adecuado volumen óseo es uno de los factores críticos para conseguir la oseointegración a largo plazo. En situaciones con un inadecuado volumen de hueso, especialmente la mandíbula atrófica, las técnicas de aumento del reborde alveolar son frecuentemente necesarias para un tratamiento predecible con implantes. Los injertos son fundamentales para reparar y regenerar el tejido óseo. Además, algunos biomateriales han sido evaluados para la regeneración ósea como material de relleno dependiendo de sus características y el área de aplicación. Los injertos autólogos han sido considerados como el material ideal de aumento óseo. Muchas técnicas se han desarrollado para reconstruir estos defectos alveolares. De acuerdo con la técnica, se regulariza el reborde alveolar y se utiliza el bloque de injerto solo o con hueso particulado o biomateriales, estabilizados con tornillos de osteosíntesis.

Conclusiones. Este estudio indica que la rehabilitación de la mandíbula atrófica mediante técnicas quirúrgicas complejas con injertos óseos e implantes constituye un tratamiento con una elevada tasa de éxito.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, injertos óseos, biomateriales, xenoinjertos, implantología oral.

ABSTRACT

An adequate volume of bone is one of the factors critical to successful osseointegration and long-term retention of endosseous dental implants. In situations where inadequate bone volumes exist, specially atrophic mandible, osseous ridge augmentation procedures often are necessary for predictable implant therapy. Grafts are fundamental for regenerating and repairing of bone tissue. Moreover, several types of filling biomaterials have been evaluated for bone regeneration and the choice of the biomaterial mostly depends on its features and application site. Autogenous bone grafts are generally considered one of the more ideal augmentation materials. Many different techniques have been developed to reconstruct deficient alveolar

* Licenciada en Odontología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Santiago de Compostela.

** Catedrático de Cirugía Bucal. Facultad de Odontología. Universidad de Ginebra. Suiza.

*** Catedrático de Cirugía Bucal. Facultad de Odontología. Universidad de Pisa. Italia.

**** Médico Especialista en Estomatología. Práctica privada en implantología oral. Ibiza.

***** Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

***** Profesora Asociada de Odontología Integrada de Adultos. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

***** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

jaws. According to bone graft technique, after the surgical exposure and the removal of any irregularity of the residual ridge, autologous bone blocks, used alone or associated with particulated bone and bone substitutes, are stabilized by means of small bone screws.

Conclusions. This study indicate that rehabilitation of atrophic mandible by advanced surgery techniques with bone grafts and dental implants constitute a treatment with a high success rate.

KEY WORDS: Dental implants, bone grafts, bone substitutes, xenografts, implant dentistry.

Fecha de recepción: 20 de diciembre de 2017.

Fecha de aceptación: 9 de enero de 2018.

Martinez Alvarez O, Barone A, Covani U, Fernández Ruíz A, Jiménez Guerra A, Monsalve Guil L, Velasco Ortega E.

Injertos óseos y biomateriales en implantología oral. 2018; 34 (2): 111-119.

INTRODUCCIÓN

La pérdida permanente de los dientes ocasiona en los maxilares una atrofia progresiva que en los casos más avanzados puede dificultar notablemente la inserción de los implantes y posterior rehabilitación protodóncica. En los casos más severos es necesaria la realización de técnicas quirúrgicas avanzadas que eviten las estructuras nobles maxilares como son el seno maxilar y el nervio dentario inferior¹.

En la mandíbula, el aumento de las áreas atróficas a menudo supone un prerequisite para obtener el volumen idóneo de hueso para la colocación de implantes en una posición guiada protésicamente y así lograr estabilidad a largo plazo, función y buenos resultados estéticos².

En este sentido, la rehabilitación posterior mandibular supone en determinadas situaciones, un reto constante para el clínico, especialmente debido a la presencia del nervio dentario inferior, reduciendo notablemente la altura disponible para la colocación de implantes dentales³.

Una altura de hueso insuficiente obligará a buscar diversas alternativas quirúrgicas; tales como la realización de injertos óseos onlay/inlay, la transposición del nervio dentario, con el consiguiente riesgo de parestesia temporal o permanente, el empleo de implantes cortos, procedimientos de distracción osteogénica, y la regeneración ósea guiada⁴⁻⁸.

INJERTOS ÓSEOS INLAY

La técnica interposicional “inlay” o técnica de “sándwich”, se sustenta en la teoría de que si se posiciona hueso autólogo o biomaterial entre dos pedículos de hueso esponjoso, se logra una rápida incorporación del injerto con una mínima reabsorción⁵.

La osteotomía a realizar permite un posicionamiento estable del injerto en una zona bien delimitada, con un adecuado aporte sanguíneo al mantener íntegro el periostio lingual; de esta forma, se ofrece un adecuado suministro para el desarrollo del injerto interpuesto. Este procedimiento permite corregir la relación intermaxilar y evitar proporciones corono-implante desfavorables⁹.

La técnica quirúrgica consiste en realizar una incisión en la mucosa vestibular adyacente a la cresta alveolar. Se eleva el colgajo, manteniendo intacto el periostio lingual y exponiendo la superficie ósea vestibular¹⁰. En primer lugar, se realiza una osteotomía vertical y una oblicua 2 mm por encima del foramen mentoniano. El fragmento craneal se eleva para lograr un espacio para el injerto óseo sin afectar al periostio lingual. El injerto óseo se puede obtener de zonas donantes como la cresta ilíaca y se interpone entre ambos segmentos (basal y craneal). A partir de los 3 meses del procedimiento, se pueden colocar los implantes dentales¹⁰.

Posteriormente, se ha modificado la técnica en el diseño de la osteotomía. La incorporación del bis-

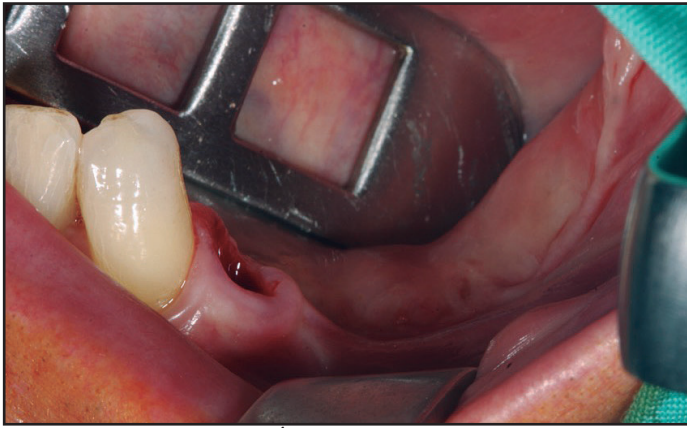


Figura 1: Área edéntula atrófica posterior de la mandíbula.

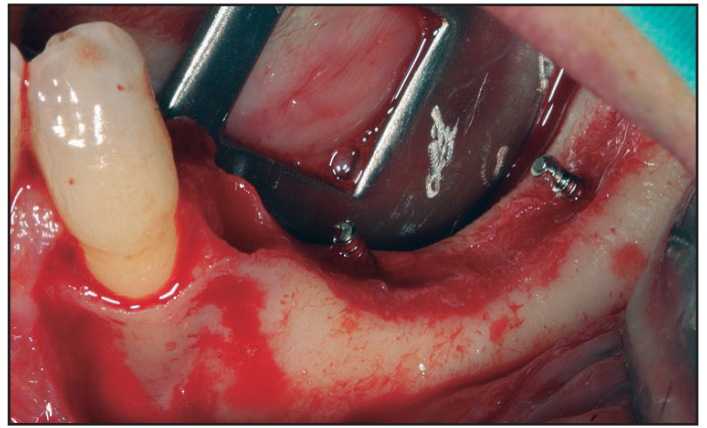


Figura 2: Abordaje quirúrgico del área edéntula atrófica posterior de la mandíbula.

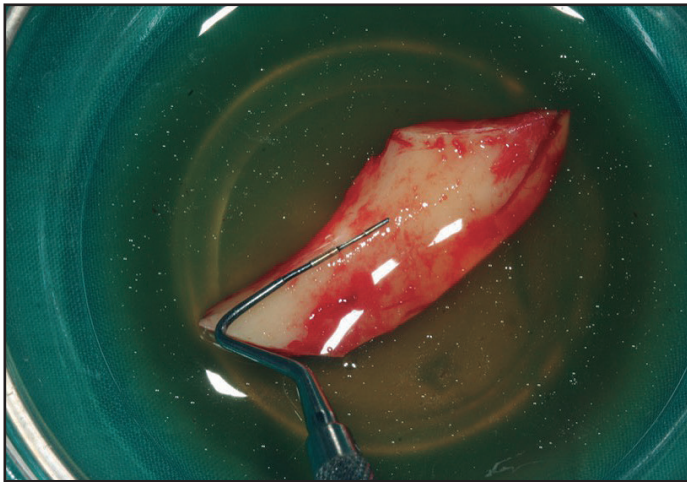


Figura 3: Injerto para técnica onlay óseo intraoral.

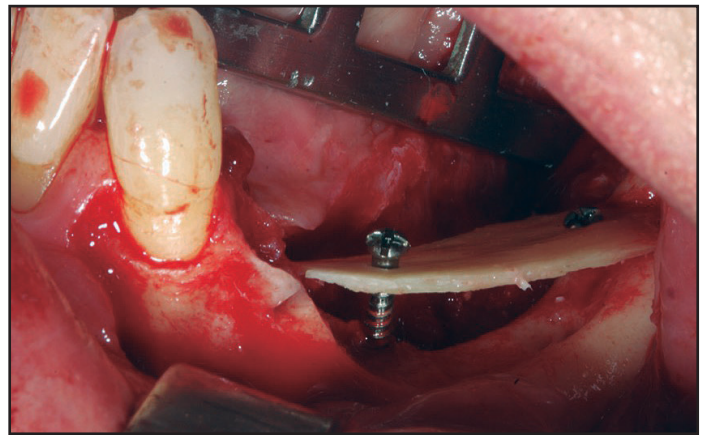


Figura 4: Colocación del injerto óseo para técnica onlay dejando un espacio inferior de ganancia para relleno con injerto óseo particulado

turí ultrasónico o piezosurgery permite realizar un corte horizontal a 2-4 mm por encima del canal mandibular y después dos cortes oblicuos en el tercio coronal del hueso mandibular. La fijación de los segmentos, se realiza mediante la utilización de tornillos miniplacas de titanio atornilladas¹¹.

INJERTOS ÓSEOS ONLAY

Técnica quirúrgica que se basa en la obtención de un injerto en bloque intraoral o extraoral o bien en el empleo de biomateriales, para su posterior colocación mediante tornillos de osteosíntesis en la zona del defecto y lograr aumentos tanto en anchura como en altura de hueso (Figuras 1-7).

A pesar del desarrollo de nuevos biomateriales, el hueso autólogo sigue considerándose el gold estándar en los procedimientos de aumento óseo,

principalmente por sus características osteoinductivas y no inmunogénicas. Los injertos autólogos onlays se asocian con una rápida reabsorción al recibir carga mecánica y tensión de los tejidos blandos; por ello y los inconvenientes asociados a la necesidad de una segunda zona quirúrgica, son más los autores que emplean los biomateriales en este procedimiento de aumento óseo¹²⁻¹³.

La zona receptora será la primera en exponerse, para medir previamente las dimensiones del defecto óseo y minimizar posteriormente, el tiempo transcurrido entre seleccionar el injerto óseo y su colocación (Figura 1). Se realiza una incisión en la región edéntula y dos verticales mesial y distal a la horizontal para elevar el colgajo mucoperióstico y exponer la región del defecto. Mediante el empleo de una fresa o instrumental piezoeléctrico se realizará unas perforaciones en la cortical¹⁴. Se piensa que

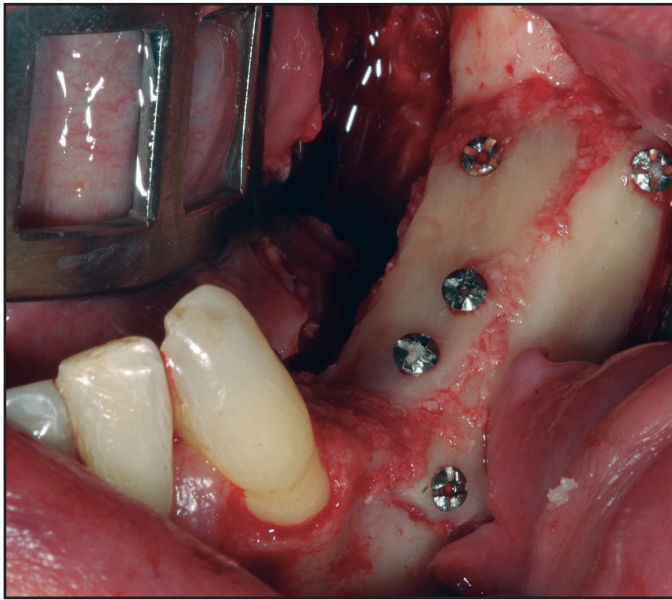


Figura 5: Colocación del injerto óseo y particulado terminado con tornillos de osteosíntesis.

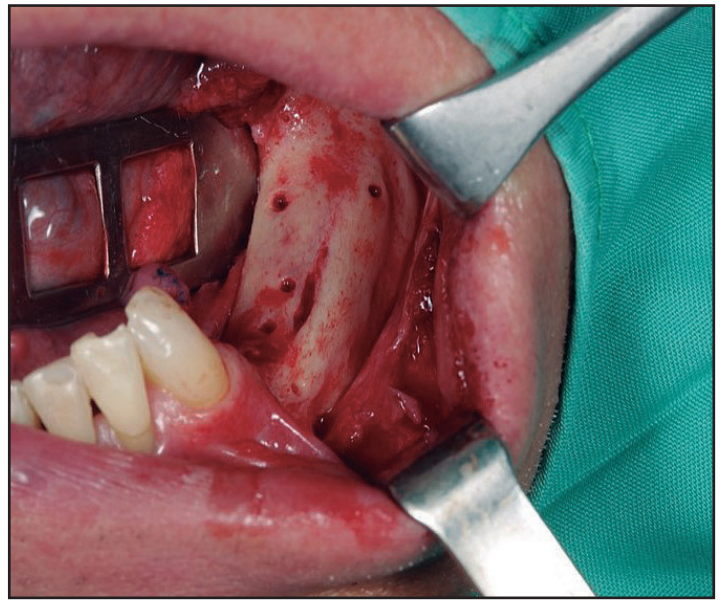


Figura 6: Cicatrización ósea del área intervenida con retirada de los tornillos de cicatrización.

las perforaciones podrían contribuir a la liberación de proteínas morfogenéticas óseas (BMP) que activarían la transformación de células mesenquimales en osteoblastos, acelerando el proceso de neoformación ósea¹⁵. Un estudio más reciente confirma, que incrementa el número de vasos sanguíneos (angiogénesis) aumentando a su vez a la cantidad de hueso formado¹⁶.

Posteriormente, una vez obtenido el injerto (varía según localización), se procede a posicionarlo en la zona receptora y se fija con micro-tornillos, los espacios vacíos se rellenan generalmente con biomaterial particulado y cierre de la herida quirúrgica libre de tensión (Figuras 2-5). Después de un periodo no inferior a 4-6 meses se colocan los implantes para su rehabilitación posterior (Figuras 6-7)^{12,14}.

Cuando se utilicen membranas reabsorbibles, es recomendable emplear membranas con entramado reticular, ya que han demostrado man-

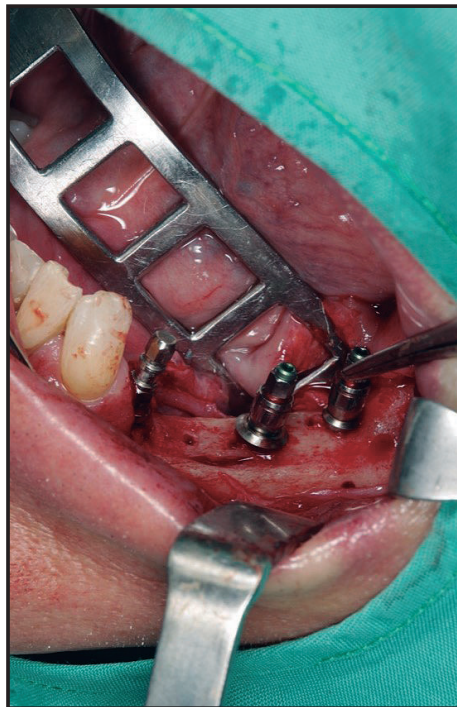


Figura 7: Colocación de los implantes dentales después de la cicatrización del área intervenida.

tener mejor la morfología inicial durante el periodo inicial de curación del injerto onlay, en comparación con membranas sin dicha conformación de colágeno¹³.

La principal ventaja de esta técnica es que permite la corrección de defectos mixtos (anchura y altura) para la posterior rehabilitación con implantes dentales^{12,14}. La hipoestesia temporal del nervio dentario o mentoniano son la principal desventaja asociada con la obtención del injerto onlay intraoral, siendo mayor la comorbilidad cuando se trata de regiones extraorales, así como mayor tiempo quirúrgico o la necesidad de anestesia general. El empleo de hueso autólogo limita la cantidad de hueso disponible, presenta

una impredecible reabsorción y necesita para el desarrollo de la técnica de una alta habilidad quirúrgica. En la zona receptora la complicación de mayor prevalencia es la pérdida parcial o total del injerto por dehiscencia de la herida quirúrgica^{14,17}.

BIOMATERIALES

HUESO AUTÓLOGO

El hueso autólogo ha sido aplicado como material para el aumento óseo con muy buenos resultados. Presenta las propiedades ideales del injerto, osteogénico, osteoconductor y osteoinductor; además de su rápida cicatrización, incomparable con ningún otro material, convirtiéndose en el “gold standard” para la cirugía ósea reconstructiva¹⁸. No obstante, posee varios inconvenientes, entre ellos una rápida revascularización y reabsorción del material, dificultando conseguir grandes aumentos de cresta o elevaciones del seno maxilar y obligando a una rápida inserción del implante para prevenir la resorción. Otras limitaciones a añadir son la morbilidad y las complicaciones relacionadas con el sitio donante, tales infección, sangrado, dolor, edema y daño a nervios y vasos sanguíneos; así como la limitada disponibilidad del injerto, no permitiendo obtener cantidad ilimitada de material¹⁹⁻²⁰.

En un primer momento, el injerto de hueso autólogo sufre una necrosis parcial, y posteriormente va reabsorbiéndose, a la vez que actúa de soporte para la neoformación de hueso. Su manipulación rápida y fijación en el lecho permitirá la supervivencia celular y la revitalización del injerto en su nueva localización²¹. La supervivencia de los osteocitos está determinada por la proximidad del suministro vascular; no pudiendo sobrevivir si se encuentran alejados más de 200 µm de un vaso sanguíneo²².

Los injertos autógenos pueden contener hueso cortical, esponjoso o cortico-esponjoso y presentarse bien en forma de bloque²³⁻²⁴. Los injertos corticales presentan menor cantidad de células osteogénicas, por lo que podrían no ser capaces de mantener la viabilidad celular; en cambio, los esponjosos presentan en principio una mayor supervivencia debido a la mayor difusión de nutrientes y grado de revascularización desde el lecho receptor²⁵. La curación del injerto autólogo implica tanto la osteoconducción, donde el nuevo hueso se forma alrededor del injerto a medida que éste se va reabsorbiendo, como la osteoinducción, donde las proteínas presentes en el hueso son capaces de estimular a osteoblastos o a sus células precursoras para la neoformación ósea²⁵.

Otro aspecto importante, es el origen embriológico del injerto, ya que se sugiere que la tasa de reabsorción del injerto depende de su origen embriológico, los de origen membranoso (injerto de calota o mandíbula) no se reabsorben tanto como los de origen endocondral (injertos de cresta ilíaca). Los injertos óseos esponjosos se reabsorben más rápidamente que los injertos corticales, lo que indica que la reabsorción depende principalmente de la estructura y microarquitectura del injerto²⁵⁻²⁷.

Desde un punto de vista clínico, los injertos en bloque presentan una mayor dificultad de adaptación a la zona receptora; por lo que comúnmente se combina con particulado para relleno de defectos y así evitar espacios vacíos y disminuir el riesgo de invasión de tejido blando a la región regenerada^{3,19}.

ALOINJERTOS

Las complicaciones asociadas con la obtención de injertos autólogos, especialmente los extraorales; así como, la limitada disponibilidad en algunos pacientes explica la necesidad de emplear sustitutos óseos para minimizar estas complicaciones y restricciones¹⁹.

Los aloinjertos provienen de tejido óseo de individuos de la misma especie; presentan propiedades osteoconductoras, que estimulan la formación de hueso. Ejemplos son el hueso fresco-congelado, el hueso deshidratado congelado y hueso desmineralizado liofilizado²⁸.

Los bancos de hueso posibilitan disponer de una cantidad ilimitada de hueso y sin la morbilidad de su extracción. Inevitablemente, se plantea el riesgo de transmisión de enfermedades para los receptores de los aloinjertos, por lo que el reto de mantener los injertos seguros resulta esencial y una premisa fundamental, consiste en contar con un adecuado y fiable banco de huesos y tejidos²⁹⁻³⁰.

Los aloinjertos presentan una serie de ventajas frente al autólogo, evitan la morbilidad del sitio donante y el compromiso de tejidos sanos del huésped; disponibilidad inmediata, posibilidad de obtener tamaños, formas y cantidad apropiada, y almacenamiento durante largos periodos de tiempo. Sin embargo, no se debe olvidar sus inconvenientes, como la transmisión potencial de enfermedad y respuesta antigénica²⁸.

XENONJERTOS

El xenoinjerto es un sustituto óseo procedente de especies distintas al receptor, bien de animales o minerales semejantes al hueso, derivados de corales o algas¹⁸. Son biocompatibles y presentan propiedades osteoconductoras, soportando el crecimiento vascular, la migración y diferenciación celular y la consecuente formación de hueso siempre en un medio osteogénico propicio. Con el tiempo se observa que los espacios interpartículas se rellenan con hueso nuevo³¹.

Los xenoinjertos presentan una fácil disponibilidad y están íntegramente libres de peligro de transmisión de enfermedades, siempre y cuando se cumplan los protocolos de procesamiento de esterilización. Los xenoinjertos más empleados en la práctica diaria son, los derivados de hueso bovino, porcino y equino³¹⁻³³.

El xenoinjerto más documentado clínica e histológicamente es el de origen bovino. Estudios previos demostraron la integración de implantes dentales en áreas regeneradas con este biomaterial; presentando una lenta reabsorción, al observarse partículas del biomaterial incluso hasta 3 años de la intervención quirúrgica³⁴. Dentro de este grupo, el hueso bovino mineralizado es el que mayor soporte científico tiene en la literatura, ya que ha sido testado tanto *in vitro* como *in vivo* en un gran número de estudios³⁴.

Con respecto a los del origen porcino, Nannmark & Sennerby³¹ confirmaron las propiedades osteoconductoras de este material, y observaron cómo se fue reabsorbiendo y remodelando con la formación de osteonas en las proximidades a las partículas de xenoinjerto.

Recientemente, Scarano y cols.³³ rellenaron defectos óseos con diferentes xenoinjertos, que cubrieron con una membrana de colágeno, con el fin de evaluar el porcentaje (%) de relleno del defecto a los 4 meses de estudio. Se comparó el hueso particulado corticoesponjoso porcino con/sin gel de colágeno, con el bloque de hueso equino y con un grupo control (sólo membrana). El grupo de hueso particulado porcino sin colágeno presentó el mayor relleno del defecto, seguido del particulado con colágeno y posteriormente del bloque. No hubo diferencias significativas entre los tres grupos, exceptuando con el grupo control. Estos datos sugieren que estos

biomateriales presentan una alta biocompatibilidad y son capaces de formar con mayor rapidez tejido óseo³³. Si se compara el hueso cortico-esponjoso porcino colagenado con el porcino cortical, el primero presenta mejores propiedades en cuanto a que presenta una menor reducción volumétrica al cabo de 3 meses de estudio³³.

Otro estudio reciente se comparó un biomaterial sintético (60% hidroxiapatita/40% fosfato tricálcico) con el porcino, y se observó que este último presentaba una mayor velocidad de reabsorción, al observarse un porcentaje menor de biomaterial residual. Así mismo presentó una mayor ganancia de nuevo hueso regenerado³⁵.

La adición de colágeno en gel para prehidratar las partículas de hueso colagenado de origen porcino, proporciona una mejor presentación y mayor capacidad adhesiva del biomaterial facilitando su manejo clínico, sin influir en las propiedades osteoconductoras del material³¹⁻³³.

El injerto de hueso esponjoso equino se introdujo recientemente en el mercado. En su fabricación se somete a un método que evita el recubrimiento cerámico de los cristales de hidroxiapatita, acelerando así la velocidad de reabsorción fisiológica; se degrada más rápidamente que las partículas de hueso bovino. Contienen colágeno, lo que hace que los bloques de este tipo de injertos sean más compactos y menos frágiles al manipularlos y adaptarlos a la zona receptora, disminuyendo en gran medida el riesgo de fractura sin necesidad de emplear para la fijación placas ni tornillos de osteosíntesis³⁶.

El bloque de hueso equino para aumento de un sector posterior mandibular ha sido utilizado con la técnica *inlay*. En este sentido, se puede obtener una ganancia media de hueso en altura de 4,8 mm. En estos casos, la histología de las biopsias muestra un hueso nuevo en íntimo contacto con el biomaterial, sin signos de inflamación o reacción de cuerpo extraño³⁶. Estos hallazgos ya fueron previamente observados en otro estudio, no apreciándose gaps ni tejido conectivo en la interfase hueso-biomaterial³⁷.

ALOPLÁSTICOS

Los sustitutos óseos aloplásticos son materiales de naturaleza inerte (no orgánica), sintéticos y al igual que los xenoinjertos osteoconductores.

Existe una amplia variedad de materiales, bioce-
rámicas y cristales bioactivos. Existen diferencias
estructurales entre ellos, también en su composi-
ción y en sus propiedades mecánicas, así como
biológicas³⁸.

Los más comercializados son los cristales bioacti-
vos, entre ellos el betafosfato tricálcico (β -TCP) y
la hidroxiapatita (HA), ambos permiten la forma-
ción de nuevo tejido óseo permitiendo estabilizar
el coágulo de sangre y dar soporte a la osteogéne-
sis durante las primeras fases de la regeneración³⁹. La mezcla de estos cristales bioactivos ha de-
mostrado tener una bioactividad y osteoconducti-
vidad satisfactoria⁴⁰.

Artzi y cols⁴¹ demostraron que el ritmo de reab-
sorción es completamente diferente entre el hue-
so bovino y el β -TCP. Este último se fué reabsor-
biéndose hasta su completa desaparición a los 4
años, mientras que en el hueso bovino, la fracción
de partícula permaneció prácticamente invariable
durante el tiempo de evaluación.

Los sustitutos aloplásticos han demostrado tener
capacidad de atracción para las células gi-
gantes multinucleadas en distintas etapas de
remodelación del injerto. Se piensa que estas
células son las responsables del proceso de
degradación de estos sustitutos óseos, partici-
pando al unísono en la activación de factores
de crecimiento vascular y liberación de enzimas
inflamatorias, como las citoquinas⁴².

CONCLUSIONES

Los injertos óseos con o sin utilización de bioma-
teriales constituyen una alternativa importante para
el tratamiento rehabilitador con implantes denta-
les en sectores de déficit óseo como en las áreas
edéntulas atróficas posteriores de la mandíbula.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lorrio JM, Sierra L, Lorrio C, García I, Monsalve L, Gómez R. Cirugía compleja en el trata-
miento con implantes del maxilar superior. *Av Odontoestomatol* 2017; 33: 215-20.
2. Bashutski JD, Wang HL. Common im-
plant esthetic complications. *Implant Dent*
2007; 16: 340-8.
3. Felice P, Marchetti C, Iezzi G, Piattelli A, Wor-
thington H, Pellegrino G, Esposito M. Vertical
ridge augmentation of the atrophic posterior
mandible with interpositional bloc grafts:
bone from the iliac crest vs. bovine anorga-
nic bone. Clinical and histological results up
to one year after loading from a randomize-
d-controlled clinical trial. *Clin Oral Implants
Res* 2009; 20:1386-93.
4. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmen-
tation procedures for the rehabilitation of de-
ficient edentulous ridges with oral implants.
Clin Oral Implants Res 2006; 17:136-59.
5. Block MS, Haggerty CJ. Interposicional osteo-
tomy for posterior mandible ridge augmenta-
tion. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67:31-9.
6. Benlidayi ME, Gaggl A, Buerger H, Kahraman
OE, Sencar L, Brandtner C, Kurkcu M, Polat
S, Borumandi F. Comparative study of the os-
seous healing process following three different
techniques of bone augmentation in the man-
dible: an experimental study. *Int J Oral Maxi-
llofac Surg* 2014; 43:1404-10.
7. Stafford GL. Short implants had lower survival
rates in posterior jaws compared to standard
implants. *Evid Based Dent* 2016; 17:115-6.
8. Yun KI, Choi H, Wright RF, Ahn HS, Chang BM,
Kim HJ. Efficacy of Alveolar Vertical Dis-
traction Osteogenesis and Autogenous Bone
Grafting for Dental Implants: Systematic Re-
view and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac
Implants* 2016; 31:26-36.
9. Laino L, Iezzi G, Piattelli A, Lo Muzio L, Cicciù
M. Vertical ridge augmentation of the atro-
phic posterior mandible with sandwich tech-
nique: bone block from the chin area versus
corticocancellous bone block allograft-clini-
cal and histological prospective randomized
controlled study. *Biomed Res Int* 2014; 2014:
982104.
10. Yeung R. Surgical management of the par-
tially edentulous atrophic mandibular ridge
using a modified sandwich osteotomy: A
case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*
2005; 20:799-803.
11. Marchetti C, Trasarti S, Corinaldesi G, Felice

- P. Interpositional bone grafts in the posterior mandibular region: a report on six patients. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27: 547-55.
12. Chiapasco M, Zaniboni M, Rimondini L. Autogenous onlay bone grafts vs. alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 2-4 year prospective study on humans. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:432-40.
13. Cha JK, Joo MJ, Yoon S, Lee JS, Choi SH, Jung UW. Sequential healing of onlay bone grafts using combining biomaterials with cross-linked collagen in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28:76-85.
14. Chang YY, Lee JS, Kim MS, Choi SH, Chai JK, Jung UW. Comparison of collagen membrane and bone substitute as a carrier for rhBMP-2 in lateral onlay graft. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26:13-19.
15. Verdugo F, D'Addona A, Pontón J. Clinical, tomographic, and histological assessment of periosteal guided bone regeneration with cortical perforations in advanced human critical size defects. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14:112-20.
16. Danesh-Sani SA, Tarnow D, Yip JK, Mojaver R. The influence of cortical bone perforation on guided bone regeneration in humans. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2017; 46:261-266.
17. Chang YM, Pan YH, Shen YF, Chen JK, AL-Deek NF, Wei FC. Success of dental implants in vascularised fibular osteoseptocutaneous flaps used as onlay grafts after marginal mandibulectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2016; 54:1090-94.
18. Hallman M, Thor A. Bone substitutes and growth factors as an alternative/ complement to autogenous bone for grafting in implant dentistry. *Periodontol* 2000 2008; 47:172-92.
19. Nkenke E, Weisbach V, Winckler E, Kessler P, Schultze-Mosgau S, Wiltfang J, Neukam FW. Morbidity of harvesting of bone grafts from the iliac crest for preprosthetic augmentation procedures: A prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33:157-63.
20. Barone A, Ricci M, Mangano F, Covani U. Morbidity associated with iliac crest harvesting in the treatment of maxillary and mandibular atrophies: a 10-year analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69:2298-304.
21. Davies JE, Hosseini MM. Histodynamics of endosseous wound healing. En: Davies JE. *Bone Engineering*. Toronto: Em Squared Inc, 2000: 1-14.
22. Wierzbicka-Patynowski I, Schwarzbauer JE. The ins and outs of fibronectin matrix assembly. *J Cell Sci* 2003 15:3269-76.
23. Checchi V, Felice P. The Inlay technique with an allograft block used for the rehabilitation of an atrophic posterior mandible: A Case Report. *Clin Adv Perio* 2015; 5:68-74.
24. Fu J-H, Wang H-L. The sandwich bone augmentation technique. *Clin Adv Perio* 2012; 2:172-7.
25. Ozaki W, Buchman SR, Goldstein SA, Fyhrie DP. A comparative analysis of the microarchitecture of cortical membranous and cortical endochondral onlay bone grafts in the craniofacial skeleton. *Plast Reconstr Surg* 1999; 104:139-47.
26. Lumetti S, Galli C, Manfredi E, Consolo U, Marchetti C, Ghiacci G, Toffoli A, Bonanini M, Salgarelli A, Macaluso GM. Correlation between density and resorption of fresh frozen and autogenous bone grafts. *Biomed Res Int* 2014; 2014:508328.
27. Gordh M, Alberius P. Some basic factors essential to autogeneic nonvascularized onlay bone grafting to the craniofacial skeleton. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1999; 33:129-46.
28. Wei L, Miron RJ, Shi B, Zhang Y. Osteoinductive and osteopromotive variability among different demineralized bone allografts. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17:533-42.
29. Intini G, Andreana S, Buhite RJ, Bobek LA. A comparative analysis of bone formation in-

- duced by human demineralized freeze-dried bone an enamel matrix derivative in rat calvaria critical-size bone defect. *J Periodontol* 2008; 79:1217-24.
30. Wang H-L, Tsao Y-P. Histologic evaluation of socket augmentation with mineralized human allograft. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28:231-7.
 31. Nannmark U, Sennerby L. The bone tissue responses to prehydrated and collagenated cortico-cancellous porcine bone grafts: a study in rabbit maxillary defects. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10:264-70.
 32. Felice P, Piana L, Checchi L, Corvino V, Nannmark U, Piattelli M. Vertical ridge augmentation of an atrophic posterior mandible with an inlay technique and cancellous equine bone block: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33:159-66.
 33. Scarano A, Lorusso F, Ravera L, Mortellaro C, Piattelli A. Bone regeneration in iliac crestal defects: an experimental study on sheep. *Biomed Res Int* 2016; 2016:4086870.
 34. Hallman M, Lundgren S, Sennerby L. Histologic analysis of clinical biopsies taken after 6 months and 3-years after maxillary sinus floor augmentation with 80% bovine hydroxyapatite and 20% autogenous bone mixed with fibrin glue. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001; 3:87-96.
 35. Calvo-Guirado JL, Aguilar-Salvatierra A, Ramírez-Fernández MP, Maté Sánchez de Val JE, Delgado-Ruiz RA, Gómez-Moreno G. Bone response to collagenized xenografts of porcine origin, Mp3®, and a bovine bone mineral grafting (4Bone(TM)) XBM) grafts in tibia defects: experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27:1039-46.
 36. Felice P, Piana L, Checchi L, Corvino V, Nannmark U, Piattelli M. Vertical ridge augmentation of an atrophic posterior mandible with an inlay technique and cancellous equine bone block: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33:159-66.
 37. Scarano A, Carinci F, Assenza B, Piattelli M, Murmura G, Piattelli A. Vertical ridge augmentation of atrophic posterior mandible using an inlay technique with a xenograft without miniscrews and miniplates: case series. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22:1125-30.
 38. Aichelmann-Reidy ME, Heath CD, Reynolds MA. Clinical evaluation of calcium sulfate in combination with demineralized freeze-dried bone allograft for the treatment of human intraosseous defects. *J Periodontol* 2004; 75:340-7.
 39. Danesh-Sani SA, Tarnow D, Yip JK, Moja-ver R. The influence of cortical bone perforation on guided bone regeneration in humans. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2017; 46:261-266.
 40. Mangano FG, Shibli JA, Sammons RL, Iaculli F, Piattelli A, Mangano C. Short (8-mm) locking-taper implants supporting single crowns in posterior region: a prospective clinical study with 1-to 10- years of follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25:933-40.
 41. Artzi Z, Weinreb M, Givol N, Rohrer MD, Nemcovsky CE, Prasad HS, Tal H. Biomaterial resorption rate and healing site morphology of inorganic bovine bone and β -tricalcium phosphate in the canine: a 24-month longitudinal histologic study and morphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:357-68.
 42. Ghanaati S, Barbeck M, Detsch R, Deisinger U, Hilbig U, Rausch V, Sader R, Unger RE, Ziegler G, Kirkpatrick CJ. The chemical composition of synthetic bone substitutes influences tissue reactions in vivo: histological and histomorphometrical analysis of the cellular inflammatory response to hydroxyapatite, beta-tricalcium phosphate and biphasic calcium phosphate ceramics. *Biomed Mater* 2012; 7: 015005.

CORRESPONDENCIA

Prof. Eugenio Velasco Ortega
 Facultad de Odontología
 C/ Avicena s/n 41009 Sevilla
 Email: evelasco@us.es
 Tfno: 954 481132

La evaluación topográfica de las superficies de los implantes de titanio

Topographic evaluation of the titanium implant surfaces

Luque Millán FJ*, Ortiz García I**, Matos Garrido N**,
Jiménez Guerra A**, España López A**, Velasco Ortega E***

RESUMEN

La superficie de los implantes es muy importante para la oseointegración. La superficie rugosa de titanio puede influir en los resultados experimentales y clínicos. Diferentes instrumentos y técnicas de mediciones pueden influir notablemente en los resultados de la caracterización topográfica de los implantes. Las superficies han sido documentadas mediante microscopio electrónico de barrido. La interferometría de luz blanca puede identificar las irregularidades en la superficie por cambios en la luz reflejada. La composición química de las superficies puede ser determinada por la técnica de espectroscopía fotoelectrónica de rayos X. La composición química refleja los procedimientos de la fabricación de los implantes. Una variedad de elementos y compuestos químicos no relacionados con la composición del titanio pueden encontrarse en algunos tipos de implantes; como material inorgánico (ej. cloruro de sodio) y compuestos orgánicos de carbono que pueden deberse a la contaminación durante la fabricación y el almacenaje.

Conclusiones. Las modificaciones en la topografía y en la composición química de la superficie de los implantes constituye un importante campo en la implantología oral experimental y clínica.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, superficie de implante, superficie rugosa, topografía, composición química, oseointegración.

SUMMARY

Implant surface is very important for the osseointegration. Roughened surface titanium may influence in experimental and clinical results. Different measures instruments and techniques strongly influence the outcome of a topographic characterization of surface implant. Surfaces has been documented by scanning electron microscopy. White light interferometer may identify the surface irregularities that cause phase changes in the reflected light. The surfaces chemical composition was determined using a technique of X-ray photoelectron spectroscopy. Chemical composition reflect the type of fabrication procedures applied to implants. A variety of elements and chemical compounds not related to the titanium composition were found on some implant types. They ranged from inorganic material (i.e. sodium chloride) to specific organic as carbon compounds believed to be due to contamination during fabrication or storage. The experimental findings are believed to make a contribution to a better understanding of the interplay between industrial fabrication procedure and physico-chemical implant surface properties.

Conclusions. The topographic and chemical composition modifications of surface implants constitute an important field in experimental and clinical implant dentistry.

* Licenciado en Odontología. Máster en Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

** Profesor Asistente de Odontología Integrada de Adultos. Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

*** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos. Director del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

KEY WORDS: Dental implants, implant surface, rough surface, topography, chemical composition, osseointegration.

Fecha de recepción: 3 de mayo 2018.

Fecha de aceptación: 16 de mayo 2018.

Luque Millán FJ, Ortiz García I, Matos Garrido N, Jiménez Guerra A, España López A, Velasco Ortega E.
La evaluación topográfica de las superficies de los implantes de titanio 2018; 34, (3): 121-129.

LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DENTALES

El titanio y sus aleaciones son los mejores materiales metálicos para los implantes biomédicos por su biocompatibilidad, atoxicidad, resistencia mecánica elevada, resistencia a la corrosión y un bajo módulo de elasticidad. La superficie de titanio de los implantes dentales facilita la reacción ósea y la consiguiente oseointegración del implante, sufriendo muchas modificaciones para mejorar la velocidad de la cicatrización y permitir una rápida carga funcional¹⁻².

La interacción entre el implante de titanio y el hueso del huésped está influenciado por muchos factores incluyendo la superficie del implante. Existen una variedad importante de superficies de implantes debido a los diferentes métodos de tratamiento o preparación en la dirección de crear superficies con una topografía, química y rugosidad ideales para mejorar su respuesta biológica. Estas modificaciones influyen en la reacción celular y consecuentemente en la cicatrización ósea y en la oseointegración alrededor del implante³⁻⁶.

Las superficies rugosas en comparación con las mecanizadas estimulan la adhesión, colonización y proliferación de los osteoblastos⁴⁷. La rugosidad de la superficie influye en la morfología del osteoblasto. En las superficies lisas o mecanizadas, los mismos osteoblastos están en contacto directo con la superficie. Son células bien extendidas, delgadas que cubren un área más extensa que en las superficies rugosas⁷⁻⁸.

En las superficies rugosas, las muestras de células recubren un área menor aunque las células están menos dispersas. Los osteoblastos desarrollan numerosos lamelipodios que indican una

mayor adhesión a la superficie que en las superficies mecanizadas. Las superficies rugosas o tratadas pueden influir también en la orientación de las células⁹⁻¹⁰.

En este sentido, un estudio reciente demuestra que la orientación de las modificaciones microscópicas realizadas en las superficies de los implantes (estrías, valles, picos, etc) pueden influir en la orientación de las células que crecen sobre la superficie². En las superficies anisotrópicas, se observaron como las células se orientaban de acuerdo a los valles de las estrías. En las superficies isotrópicas, las células no se orientaron de acuerdo a la microtextura de la superficie².

Las modificaciones de la superficie de los implantes han sido estudiadas y aplicadas para mejorar las propiedades biológicas favoreciendo la oseointegración. La rugosidad de la superficie de los implantes se ha incrementado con el mecanizado, el recubrimiento con plasma de titanio o hidroxiapatita, el arenado, el grabado ácido, el arenado+grabado, el anodizado y los recubrimientos biomiméticos¹¹⁻¹⁴.

El factor clave en la oseointegración del implante es la rugosidad de la superficie que se ha demostrado que incrementa la actividad osteoblástica en el rango de 1 a 100 µm comparada con la superficie mecanizada o lisa. Sin embargo, los resultados de las múltiples investigaciones en este campo no indican claramente que tratamientos consiguen mejores resultados predecibles¹⁵⁻¹⁶.

La superficie mecanizada fue la primera generación de diseño de superficie realizada por un proceso de torneado. El recubrimiento con plasma de spray de titanio o de hidroxiapatita formaban una película de deposición en la superficie del

implante. El arenado es un proceso de aplicar a presión partículas sobre la superficie del implante como material cerámico o sílice^{11,16}.

Partículas como hidroxiapatita, alúmina, o dióxido de titanio son utilizadas y el grabado ácido es aplicado para retirar las partículas arenadas. El grabado ácido consigue la rugosidad de la superficie del implante a través de ácidos fuertes como el fluorhídrico, nítrico y el sulfúrico o la combinación de estos ácidos¹¹⁻¹⁶.

La superficie arenada y grabada (SLA) se produce mediante el grabado ácido después de la aplicación de partículas de arenado de 250–500 μm . La superficie anodizada es el resultado de la aplicación dieléctrica de una película de dióxido de titanio aplicando un alto voltaje para generar microtextura. Este proceso consigue una superficie porosa de titanio¹⁶⁻¹⁷.

Los materiales inorgánicos más utilizados en las superficies de los implantes han sido la hidroxiapatita, el fosfato cálcico, los bisfosfonatos, etc), entre los factores de crecimiento, la proteína morfogenética ósea, el factor derivado de las plaquetas, el factor de crecimiento beta de transformación, el factor de crecimiento fibroblástico, y el factor de crecimiento endotelial. También se han utilizado péptidos, componentes de la matriz extracelular (colágeno, condroitinsulfato, vitronectina, ácido hialurónico, etc)¹⁸⁻¹⁹.

Las modificaciones de las superficies de los implantes fabricadas de aleaciones de titanio grado 4 comercialmente puro tienen un efecto sobre la oseointegración (ej. contacto hueso-implante) durante la fase temprana de la cicatrización ósea y en las fases de la integración en diversos estudios de experimentación animal. Existe evidencia de que el incremento de la rugosidad de la superficie resulta en valores mayores de torque de remoción lo que se vincula a un alto porcentaje de contacto hueso-implante²⁰⁻²².

La influencia de la superficie del implante sobre las células osteoblásticas o la oseointegración ha dominado el mundo de la implantología en los últimos años. Sin embargo, es necesario incidir en el hecho de que probablemente es imposible determinar si estos efectos sobre la oseointegración son consecuencia de la topografía o composición química de la superficie. De hecho estas dos ca-

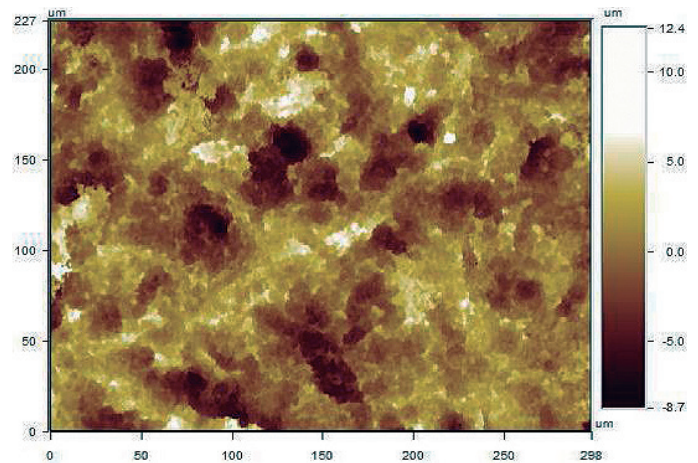


Figura 1. Implante Straumann® Interferometría de luz blanca. 298 x 227 μm^2 (Obj 20x_FOV1x). Imagen 2D Corrección Cylinder and Tilt

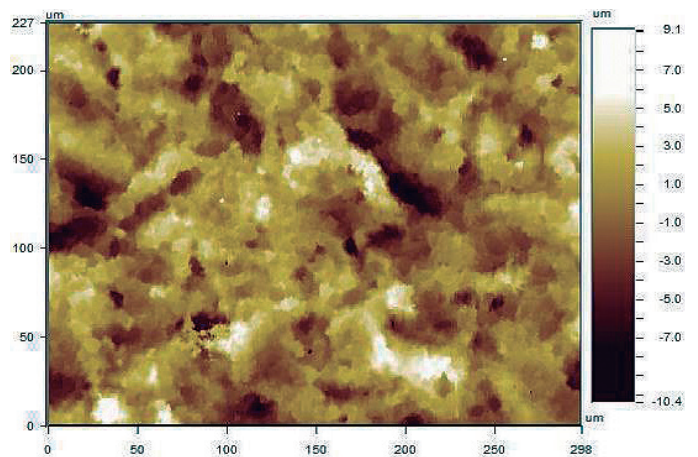


Figura 2. Implante AstraTech® Interferometría de luz blanca. 298 x 227 μm^2 (Obj 20x_FOV1x). Imagen 2D Corrección Cylinder and Tilt

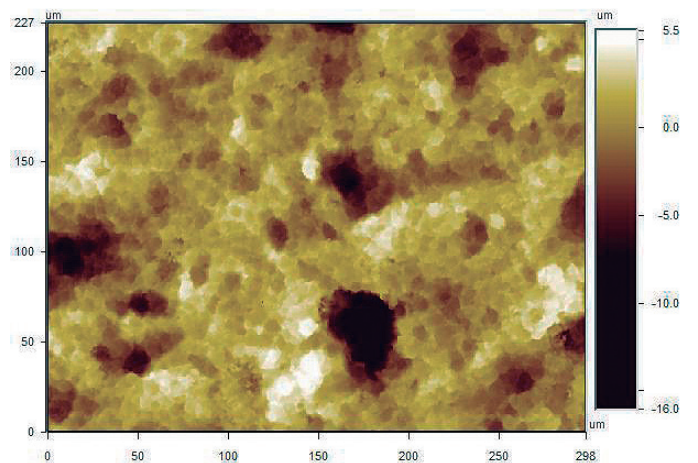


Figura 3. Implante Galimplant® Interferometría de luz blanca. 298 x 227 μm^2 (Obj 20x_FOV1x). Imagen 2D Corrección Cylinder and Tilt

racterísticas de las superficies de los implantes son inseparables²³.

LA TOPOGRAFIA DE LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DENTALES

La microtopografía se corresponde con la micro-
rugosidad a escala micrométrica (1–100 μm) y
es modificada por técnicas de fabricación como
son el mecanizado, el arenado, el grabado áci-
do, la anodización, diferentes procedimientos de
recubrimientos de superficies. Frecuentemente,
se utilizan diversos parámetros para describir la
rugosidad de una superficie como el 2D Ra (pro-
medio de perfil rugoso) y el 3D Sa (promedio de
área rugosa) (Figuras 1-3)²⁴.

La mayoría de los implantes dentales comercia-
les tienen un Ra de 1-2 μm . Este rango de rugosi-
dad parece ser óptimo para conseguir la oseoin-
tegración. Los picos, valles, y protrusiones carac-
terísticos de la microtopografía de la superficie de
los implantes constituyen un paso importante en
la respuesta biológica y en la configuración de la
interfase hueso-implante²⁵.

Las modificaciones de la microtopografía contri-
buye a incrementar el área de superficie, lo que
se traduce en mayores niveles de contacto hueso-
implante en las superficies microrrugosas. Es-
tos cambios topográficos alteran el crecimiento,
el metabolismo, y la migración de las citoquinas
y la producción de factores de crecimiento de las
células osteogénicas²⁶.

La macrorrugosidad causada por el arenado
es atravesada por microporos irregulares. Es-
tos microporos miden entre 2–5 μm y con-
tienen un segundo nivel de microporos más
pequeños. Esta superficie presenta cambios
con respecto a la humectabilidad. Cuando
entra en contacto con las proteínas de la ma-
triz extracelular de un estado hidrofóbico se
transforma a un estado hidrofílico²⁷.

Una técnica diferente de rugosidad ha sido apli-
cada en los implantes con superficie electroquí-
micamente modificada por una oxidación anódi-
ca para incrementar el espesor de la película de
dióxido de titanio de 17-200 nm hasta 600-1200
nm. La superficie porosa microtexturada presen-
ta poros de 1,3-2,0 mm^2 con un 20% de porosi-

dad, y un grado moderado de rugosidad con un
valor Sa de 1 μm ²⁸.

Otra superficie de implante con topografía espe-
cífica se obtiene como resultado de dos pasos de
sustracción en su elaboración. El arenado con
óxido de titanio produce una rugosidad a esca-
la microscópica. El posterior grabado con ácido
fluorhídrico crea una nanoestructura en la super-
ficie. Un efecto de la fabricación es la acumula-
ción de fluoruro en la superficie²⁹.

La topografía de la superficie de los implantes
puede influir no solamente en la repuesta ósea,
sino también en los tejidos blandos. En este sen-
tido, la superficie nanoestructurada puede incor-
porarse al cuello del implante y favorecer una
adhesión celular epitelial. Esta superficie tratada
con láser provoca un micromecanizado que ge-
nera un patrón de micro y nanocanales. Estos
microcanales actúan como un sellado biológico
con la unión de tejido conectivo y óseo³⁰.

La nanotecnología ha recibido mucha aten-
ción en el mundo científico actual en una
escala de 1 a 100 nm. Mientras que la mi-
crotopografía de la superficie de los implantes
actúa a nivel celular de la oseointegración,
la nanotopografía de los implantes dentales
influye en las interacciones célula-implante y
a nivel celular y de las proteínas³¹.

La nanotopografía provoca cambios a nivel bio-
lógico, físico y químico originando un incremen-
to en la adhesión de las células osteogénicas y
potencialmente promoviendo la oseointegración.
Se ha postulado que la osteoconducción de las
micro y nanosuperficies de los implantes pueden
influir en la actividad osteoblástica³².

Existen superficies de implantes tratadas con un
grabado ácido dual y que posteriormente se ha
alterado con una técnica de manufactura para
crear una microtextura a escala nanométrica.
Las partículas de fosfato cálcico de 20 a 100 nm
son depositadas sobre la superficie grabada con
un procedimiento de solgel que se denomina de-
posición cristalina. Estas nanopartículas crean un
área de rugosidad del 50% y ejerce una fuerza de
adhesión mayor que la superficie sin técnica de
deposición de nanopartículas³³.

Recientes investigaciones han presentado que la

aplicación de agentes bioactivos pueden favorecer las propiedades osteogénicas de la superficie de los implantes. Los implantes bioactivos pueden desarrollar una unión bioquímica entre el tejido óseo y la superficie de titanio del implante más que una unión física. En este sentido, la superficie bioactiva puede ser definida como la que ofrece potencialmente numerosas interacciones moleculares que consiguen una unión química entre el hueso y el implante. Algunos estudios han demostrado que las proteínas o péptidos con capacidad bioactiva como las proteínas morfogénicas óseas, la fibronectina, el colágeno tipo I, el factor de crecimiento fibroblástico pueden ser prometedores candidatos bioactivos moleculares con una alta potencial osteogénica³⁴.

LA COMPOSICION QUIMICA DE LAS SUPERFICIES DE IMPLANTES

Las características topográficas y la composición química son de los aspectos más relevantes de la superficie de implantes para el éxito de la oseointegración. La topografía afecta a la interacción celular, que influye en la orientación, migración, crecimiento y diferenciación de las células que se adhieren a la superficie. Las investigaciones *in vitro* e *in vivo* han demostrado que la rugosidad de la superficie estimula la oseointegración de los implantes dentales³⁵.

Desde un punto de vista topográfico, los distintos tratamientos realizados en la superficie de los implantes para incrementar su rugosidad confieren unas características específicas. Para valorar esta topografía se han utilizado diversos medios que intentan definir los diferentes parámetros que confieren la especificidad a cada superficie. Entre estos parámetros se encuentra la forma, la ondulación y la rugosidad³⁶.

Además de la topografía, la composición química de la superficie de un implante puede diferir significativamente de la composición del “volumen” del implante debido a efectos específicos relacionados con las condiciones de fabricación, tales como el mecanizado, tratamiento térmico, chorreado (blasting), grabado (etching), recubrimientos y procesos de esterilización. Los tratamientos superficiales a los que son sometidos los implantes dejan generalmente trazas de los materiales o sustancias utilizadas, tales como meta-

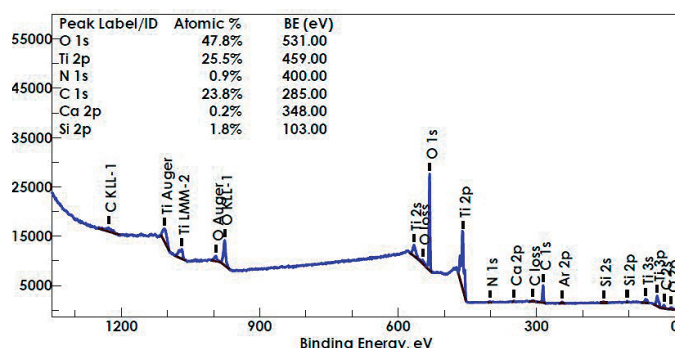


Figura 4. Implante Straumann®. Composición química mediante un espectroscopio electrónico para análisis químico.

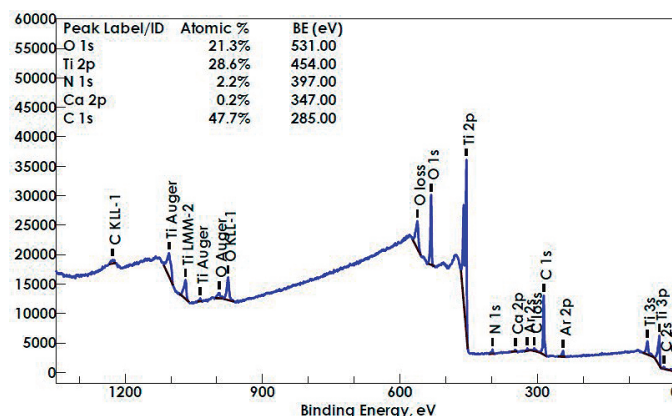


Figura 5. Implante Astratech®. Composición química mediante un espectroscopio electrónico para análisis químico.

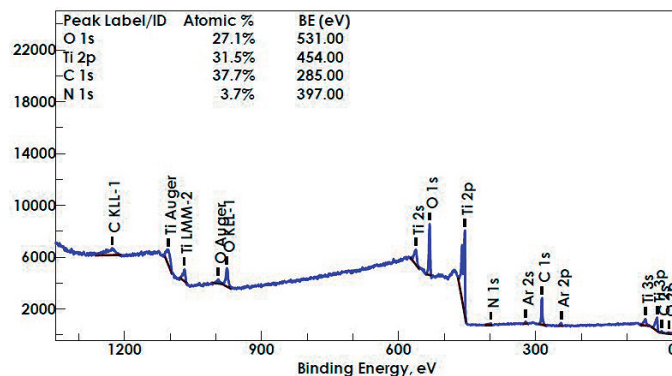


Figura 6. Implante Galimplant®. Composición química mediante un espectroscopio electrónico para análisis químico.

les, o iones metálicos, lubricantes, detergentes o cualquier otro compuesto químico específico³⁷.

Estos elementos pueden alterar las propiedades de la superficie aun cuando estén presentes en pequeñas cantidades. La presencia de estos elementos o trazas de compuestos ajenos al implante pueden también afectar a la respuesta del cuer-

po después de la implantación y a la formación de nuevos tejidos en la interface entre el implante y el cuerpo. Aunque los efectos que causan los contaminantes a baja concentración son relativamente poco conocidos y estudiados, existe un amplio acuerdo en que el control exhaustivo de la superficie de los implantes y las medidas tomadas para eliminar los compuestos químicos indeseables, son importantes factores en la evaluación de la calidad del implante³⁷.

La composición química de la superficie de los implantes se puede obtener a partir del procesamiento de un espectro general de su extensión mediante un espectroscopio electrónico para análisis químico (ESCA) o espectroscopio fotoelectrónico de rayos X (XPS)(Figuras 4-6)³⁷⁻³⁸.

El análisis químico por XPS permite detectar elementos presentes en la superficie que no pueden ser detectados con otras técnicas, ya que el XPS es una técnica más sensible a cambios composicionales en la superficie. La presencia de contaminación orgánica (carbono) en todas las superficies es inevitable, ya que los hidrocarburos presentes en la atmósfera se adsorben de forma casi instantánea en la superficie de titanio expuesta al aire. La presencia de elementos no relacionados con el tratamiento de superficie, como sodio, cloro, calcio, azufre, o silicio, también es indicativa de impurezas no eliminadas por el proceso de limpieza³⁸.

La composición química de la superficie de los implantes influye en la reacción ósea y puede inducir la formación de uniones bioquímicas que faciliten una rápida e intensa integración de los implantes especialmente durante las fases tempranas de la cicatrización ósea. En este sentido, el fosfato cálcico se ha documentado como biocompatible con propiedades osteoconductoras².

Un estudio reciente demuestra un incremento de la relación hueso-implante (BIC) entre las 4 y las 10 semanas para todas las superficies estudiadas (mecanizadas, grabadas, arenadas y anodizadas) que claramente muestran una afinidad parcial o total en la inducción de la formación de tejido óseo nuevo. En este sentido, una mayor rugosidad induce una mayor área de BIC, demostrando una capacidad osteoconductoras de atraer los osteoblastos para la neoformación ósea. Los resultados claramente muestran

mayores valores significativos de BIC para las superficies arenadas después de las 4 semanas y 10 semanas de la implantación³⁹.

La composición química de la superficie puede alterar la viabilidad celular. Pueden existir alteraciones nucleares y de membranas de las células por la interacción con la superficie, valoradas por la presencia de ADN y LDH, pero esta presencia suele ser muy baja, lo que confirma la seguridad de los materiales de titanio para uso clínico. La identificación de los componentes celulares citoplasmáticos en el cultivo por la LDH demuestra cierto grado de toxicidad en algunas superficies de implantes⁴⁰⁻⁴¹.

Comercialmente, los implantes disponibles han sido clasificados en cuatro categorías según la rugosidad de la superficie (S_a): lisas o mecanizadas ($S_a < 0.5 \mu m$), mínimamente rugosas ($S_a = 0.5-1.0 \mu m$), moderadamente rugosas ($S_a = 1.0-2.0 \mu m$) y rugosas ($S_a > 2.0 \mu m$). La rugosidad de la superficie se incrementa con el tamaño de las partículas utilizadas. Los valores más frecuentes de S_a son entre $0.5-2.0 \mu m$ ⁴².

También se ha demostrado cambios en la composición química de la superficie de los implantes relacionados con el estrés mecánico. Existen cambios en las concentraciones de titanio y de carbono. Se puede anticipar que el proceso quirúrgico de la inserción origina diferentes momentos de estrés en la superficie del implante. De hecho, un mayor estrés provoca mayores daños en la superficie liberando partículas de titanio en el hueso que pueden provocar inflamación y liberar citoquinas proinflamatorias (IL-6; IL-8; TNF-alfa) que pueden comprometer la osteointegración⁴³.

El proceso de la inserción de los implantes también puede tener un impacto en su superficie. Un estudio revela las alteraciones derivadas en 4 sistemas de implantes con diferentes tipos de superficies (grabadas, anodizadas, arenadas+grabadas). Las superficies anodizadas presentaron las mayores alteraciones comparadas con las demás superficies. En este sentido, son necesarios estudios para valorar la composición química de la superficie de los implantes con el objetivo de evaluar las posibles consecuencias biológicas en los diferentes tipos de calidad ósea⁴².

En la investigación científica, el análisis de la su-

perficie de los implantes dentales se realiza frecuentemente con el microscopio electrónico de barrido. Sin embargo, es necesario incorporar las medidas tridimensionales para investigar la morfología de la superficie de los implantes. De acuerdo con esto, los modelos ópticos de caracterización de superficies (perfilometría, interferometría) han sido utilizados, incluyendo el microscopio confocal 3D. Esta tecnología 3D permite un análisis para calcular la altura y los parámetros espaciales como Sa, Sz a una resolución nanométrica⁴².

La composición química de la superficie de los implantes puede ser evaluada mediante el espectroscopio fotoelectrónico de rayos X (XPS)¹⁰². En este sentido, un estudio realizado sobre discos de 5 mm de diámetro de titanio con diferentes tratamientos de superficies fué diseñado para valorar su composición química por XPS. Superficies pulidas, grabadas, arenadas+grabadas fueron analizadas⁴⁴. Las superficies fueron limpiadas con plasma de oxígeno. El plasma de oxígeno es un método valioso para limpiar las superficies contaminadas con hidrocarbano. Las superficies resultantes son hidrofílicas y su espesor de óxido superficial es mínimamente incrementado comparados con superficies sin tratar⁴⁴.

Determinadas modificaciones de las superficies de los implantes como el incremento de la rugosidad, presentan efectos en su composición química que son añadidos a los efectos topográficos y físicos y que influyen de forma importante en la oseointegración. Sin embargo, todavía no existe una completa comprensión de la influencia de la composición química de la superficie de los implantes, ya que la mayoría de los estudios experimentales *in vitro* e *in vivo* se refieren sobre todo a las modificaciones físicas y de la rugosidad⁴⁴.

CONCLUSIONES

La superficie de los implantes juega un importante papel en la oseointegración. La topografía y rugosidad de la superficie influye en la respuesta celular del huésped y puede mejorar la unión implante-hueso favoreciendo el tratamiento. Así mismo, los efectos de los diversos tratamientos sobre la superficie de los implantes también modifican su composición química y afecta a su biocompatibilidad y a su respuesta biológica

BIBLIOGRAFIA

1. Velasco E, Jos A, Pato J, Cameán A, Segura JJ. *In vitro* evaluation of cytotoxicity and genotoxicity of a commercial titanium alloy for dental implantology. *Mutation Res* 2010; 702: 17-23.
2. Lukaszewska-Kuskaa M, Wirstleinb P, Majchrowskic R, Dorocka-Bobkowskaa B. Osteoblastic cell behaviour on modified titanium surfaces. *Micron* 2018; 105: 55-63.
3. Mendonça G, Mendonça DBS, Aragao FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008;29:3822-35.
4. Sartoretto SC, Alves ATNN, Resende RFB, Calasans-Maia J, Granjeiro JM, Calasans-Maia J. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *J Appl Oral Sci* 2015; 23:279-87.
5. Soares PBF, Moura CCG, Claudino M, Carvalho VF, Rocha FS, Zanetta-Barbosa D. Influence of implant surfaces on osseointegration A histomorphometric and implant stability study in rabbits. *Braz Dent J* 2015; 26: 451-7.
6. Calvo-Guirado JL, Satorres-Nieto M, Aguilar-Salvatierra A, Delgado-Ruiz RA, Maté-Sánchez de Val JE, Gargallo-Albiol J, Gómez-Moreno G, Romanos GE. Influence of surface treatment on osseointegration of dental implants: histological, histomorphometric and radiological analysis *in vivo*. *Clin Oral Investig* 2015; 19:509-17.
7. Giljean S, Ponche A, Bigerelle M, Anselme K. Statistical approach of chemistry and topography effect on human osteoblast adhesion. *J Biomed Mater Res Part A* 2010; 15: 1111-23.
8. Rebl H, Finke B, Lange R, Weltmann KD, Nebe JB. Impact of plasma chemistry versus titanium surface topography on osteoblast orientation. *Acta Biomater* 2012; 8, 3840-51.
9. Anselme K, Bigerelle M. 2005. Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion.

- Acta Biomater 2005; 1, 211–22.
10. Citeau A, Guicheux J, Vinatier C, Layrolle P, Nguyen TP, Pilet P, Daculsi G. In vitro biological effects of titanium rough surface obtained by calcium phosphate grid blasting. *Biomaterials* 2005; 26, 157–65.
 11. Jenny G, Jauernik J, Bierbaum S, Bigler M, Gratz KW, Rucker M, Stadlinger B. A systematic review and meta-analysis on the influence of biological implant surface coatings on peri-implant bone formation. *J Biomed Mater Res A* 2016; 104:2898–910.
 12. Shermtov-Yona K, Rittel D. An overview of the mechanical integrity of dental implants. *Biomed Res Int* 2015;547384.
 13. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *Biomed Res Int* 2015;791725.
 14. Hong GK, Oh J. Recent advances in dental implants. *Maxillofac Plastic Reconst Surg* 2017; 39:33. von Wilmsky C, Moest T, Nkenke E, Stelzle F, Schlegel KA. Implants in bone: Part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives. *Oral Maxillofac Surg* 2014; 18:243–57.
 15. Von Wilmsky C, Moest T, Nkenke E, Stelzle F, Schlegel KA. Implants in bone: Part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives. *Oral Maxillofac Surg* 2014; 18:243–57.
 16. Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br Dent J* 2015; 218:E9.
 17. Li LH, Kong YM, Kim HW, Kim YW, Kim HE, Heo SJ, Koak JY. Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by microarc oxidation. *Biomaterials* 2004; 25:2867–75.
 18. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed Res Int* 2016; ID 6285620.
 19. Meng HW, Chien EY, Chien HH. Dental implant bioactive surface modifications and their effects on osseointegration: a review. *Biomark Res* 2016; 4:24.
 20. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. 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.
 21. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 486–94.
 22. 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.
 23. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology* 2000; 73:22–40.
 24. Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotech* 2010; 28:198–206.
 25. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: part 1—review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 536–43.
 26. Shibata Y, Tanimoto Y. A review of improved fixation methods for dental implants—part I: surface optimization for rapid osseointegration. *J Prosth Res* 2015; 59:20–33.
 27. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 2004; 25:1429–38.
 28. Sul YT, Johansson CB, Roser K, Albrektsson

- T. Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials* 2002; 23: 1809–17.
29. Coelho PG, Jimbo R, Tovar N, Bonfante EA. Osseointegration: hierarchical designing encompassing the micrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dent Mater* 2015; 31:37–52.
 30. Nevins M, Kim DM, Jun SH, Guze K, Schupbach P, Nevins ML. Histologic evidence of a connective tissue attachment to laser micro-grooved abutments: a canine study. *Int J Perio Rest Dent* 2010; 30: 245-55.
 31. Mendonça G, Mendonça DBS, Aragao FJL, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology—from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008; 29: 3822–35.
 32. Webster TJ, Eijofor JLI. Increased osteoblast adhesion on nanophasesmetals: Ti, Ti6Al4V, and CoCrMo. *Biomaterials* 2004; 25: 4731–9.
 33. Bonfante EA, Granato R, Marin C et al. Biomechanical testing of microblasted, acid-etched/microblasted, anodized, and discrete crystalline deposition surfaces: an experimental study in beagle dogs. *Int J Maxillofac Impl* 2013; 28: 136-42.
 34. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 331–44.
 35. Velasco-Ortega E, Alfonso-Rodríguez CA, Monsalve-Guil L, España-López A, Jiménez-Guerra A, Garzón I, Alaminos M, Gil FJ. Relevant aspects in the surface properties in titanium dental implants for the cellular viability. *Mater Sci Eng C* 2016; 64: 1–10.
 36. Duraccio D, Mussano F, Faga MG. Biomaterials for dental implants: current and future trends. *J Mater Sci* 2015; 50:4779–4812.
 37. Massaro C, Rotolo P, de Ricardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci: Mater Med* 2002; 13: 535-48.
 38. Rodríguez-Rius D, García-Saban F.J. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005;10:58-65.
 39. Velasco E, Monsalve-Guil L, Jiménez A, Ortiz I, Moreno-Muñoz J, Nuñez-Marquez E, Pegueroles M, Pérez RA, Gil FJ. Importance of the roughness and residual stresses of dental implants on fatigue and osseointegration behavior. In vivo study in rabbits. *J Oral Impl* 2016; 42: 469-76.
 40. Vijayaraghavan V, Sabane AV. Hypersensitivity to titanium: a less explored area of research. *J Indian Prosthodont Soc* 2012; 12: 201–7.
 41. Oliveira AC, Rodríguez IA, Garzón I, Martín-Piedra MA, Rodríguez A, García JM, Sánchez-Quevedo MC, Alaminos M. An early and late cytotoxicity evaluation of lidocaine on human oral mucosa fibroblasts. *Exp Biol Med* 2014; 239:71–82.
 42. Deppe H, Wolff C, Bauer F, Ruthenberg R, Sculean A, Mücke T. Dental implant surfaces after insertion in bone: an in vitro study in four commercial implant systems. *Clin Oral Invest* doi.org/10.1007/s00784-017-2262-4.
 43. Bukata SV, Gelinas J, Wei X, Rosier RN, Puzas JE, Zhang X et al. PGE2 and IL-6 production by fibroblasts in response to titanium wear debris particles is mediated through a Cox-2 dependent pathway. *J Orthop Res* 2004; 22:6–12.
 44. Wennerberg A, Svanborg LM, Berner S, Andersson M. Spontaneously formed nanostructures on titanium surfaces. *Clin Oral Impl Res* 2013; 24: 203–9.

CORRESPONDENCIA:

Prof. Eugenio Velasco Ortega
 Facultad de Odontología
 C/ Avicena s/n 41009 Sevilla
 Email: evelasco@us.es
 Tfno: 954 481132

La biología de la oseointegración en los implantes postextracción

The biology of osseointegration in postextraction implants

Katleen Bragança L*, Monsalve Guil L**, Jiménez Guerra A***, España López A***, Ortiz García I***, Velasco Ortega E****

RESUMEN

Los fenómenos biológicos de la oseointegración comprenden un proceso de reabsorción y formación ósea que ha sido descrito en estudios histológicos en animales y humanos. La extracción de dientes seguida de la inserción de implantes inmediatos provoca alteraciones en las dimensiones del hueso alveolar con gaps horizontales y verticales entre las paredes del alveolo y el implante. La reabsorción de la pared vestibular parece ser más pronunciada. Esta dehiscencia ósea después de la inserción de implantes postextracción ha sido corroborada en experimentos con animales y confirmada en estudios clínicos con pacientes. Diversos factores pueden afectar a la respuesta biológica de los tejidos periimplantarios y el contacto hueso-implante en los alveolos postextracción como la densidad de hueso, la superficie y el diseño del implante y la técnica quirúrgica.

Conclusión. La investigación experimental y clínica indica que la inserción de implantes en alveolos frescos no perjudica la remodelación de los tejidos periimplantarios. Sin embargo, tiene lugar la reabsorción ósea tanto de la pared vestibular como lingual.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, implantes postextracción, histología, contacto hueso-implante, superficie de implante, oseointegración.

SUMMARY

The biology of osseointegration involve a process of healing with bone resorption and bone apposition, as described histologically in animal and human studies. The removal of teeth followed by immediate implant placement results in marked alterations to alveolar ridge dimensions as well as horizontal and vertical gaps between the bone walls and the implant. Resorption of the buccal plate was seen to be more pronounced; this bone dehiscence following implant placement corroborates findings reported in animal experiments and confirmed in clinical studies with patients. Several factors affecting the biologic response of peri-implant tissues and bone-implant contact in postextraction implants as original bone density, implant surfaces, implant design and surgical technique.

Conclusions. Experimental and clinical research studies suggest that the insertion of implant in fresh soc-

* Licenciada en Odontología. Facultad de Odontología. Universidad de Lisboa. Máster de Implantología Oral. Universidad de Sevilla.

** Profesora Asociada de Odontología Integrada de Adultos. Profesora del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

*** Profesor Asistente de Odontología Integrada de Adultos. Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

**** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos. Director del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

kets does not jeopardize remodeling of periimplant tissues. However, bone resorption can be expected on both the lingual and buccal aspects.

KEY WORDS: Dental implants, postextraction implant, histology, bone-implant contact, implant surface, osseointegration.

Fecha de recepción: 22 de enero 2018.

Fecha de aceptación: 2 de abril 2018.

Katleen Bragança L, Monsalve Guil L, Jiménez Guerra A, España López A, Ortiz García I, Velasco Ortega E. *La biología de la oseointegración en los implantes postextracción* 2018; 34, (3): 131-139.

INTRODUCCIÓN

Los fenómenos que integran la oseointegración constituyen un proceso secuencial que afecta a la reabsorción y aposición del tejido óseo que ha sido descrito en estudios experimentales con animales y en humanos¹⁻⁴. Los requisitos para conseguir la oseointegración incluían la realización de un mínimo trauma quirúrgico, el establecimiento de una estabilidad primaria y la ausencia de infección y micromovimientos durante la cicatrización⁵⁻⁶.

Originalmente, la cicatrización de los implantes dentales en el hueso alveolar se refería a unos periodos de cicatrización de varios meses con el objetivo del establecimiento de un contacto directo hueso-implante a nivel histológico observado en el microscopio óptico⁵⁻⁶. Posteriormente, se ha reducido los periodos de cicatrización mediante la utilización de modernos sistemas de implantes que han hecho posible mejorar la rehabilitación prostodónica de los pacientes con una carga funcional precoz⁷⁻⁸. En este sentido, también se ha indicado la carga inmediata de los implantes como una alternativa realista en diversos protocolos clínicos y en determinadas regiones maxilares y/o mandibulares⁹⁻¹⁰.

La inserción de los implantes en el proceso alveolar origina una serie de fenómenos de la cicatrización que incluye la necrosis y la posterior reabsorción de la zona ósea traumatizada alrededor del cuerpo del implante concomitante con la formación de hueso nuevo. Mientras el implante no altere su estabilidad

primaria por la unión entre su superficie y el hueso circundante, el mantenimiento a largo plazo de esta estabilidad provocará una unión biológica entre este cuerpo extraño y el tejido del huésped⁵⁻⁶.

Los fenómenos biológicos que ocurren después de la extracción dental han sido estudiados en estudios con animales de experimentación y en biopsias con pacientes¹¹⁻¹². Los diferentes estadios que configuran la cicatrización del alveólo y la progresiva sustitución por tejido óseo duran entre 4-6 semanas, aunque la remodelación definitiva puede durar hasta 4 meses¹³⁻¹⁴.

Después de la extracción ocurren cambios morfológicos importantes. Aproximadamente entre 5-7 mm se reduce la distancia horizontal o anchura vestíbulo lingual después un periodo de 6-12 meses después de la extracción, lo que representa casi el 50% de la anchura alveolar inicial. La mayoría de estos cambios tienen lugar en los 4 primeros meses de cicatrización. A estos cambios horizontales se acompañan cambios en la altura o apicoronales con una reducción de 2 a 4,5 mm. Sobre todo si son varias las extracciones realizadas¹⁵⁻¹⁶.

LOS CAMBIOS OSEOS DESPUÉS DE LA EXTRACCIÓN Y LOS IMPLANTES EN ALVEOLOS FRESCOS. ESTUDIOS EN ANIMALES.

Después de la pérdida de los dientes, existe una progresiva involución del hueso alveolar en sus dimensiones horizontales y vertica-

les¹⁷⁻¹⁸. El estudio clásico de Araujo y Lindhe 18 tenía como objetivo estudiar los cambios dimensionales en el proceso alveolar que tiene lugar después de la extracción dental como consecuencia del modelado y remodelado óseo asociado con estos cambios¹⁸. 12 perros de raza Mongrel fueron incluidos en el estudio. Las alteraciones dimensionales tuvieron lugar durante las primeras 8 semanas siguientes a la extracción de los premolares mandibulares. En este intervalo se originó una gran actividad osteoclástica con reabsorción del área crestal, tanto de la pared vestibular como lingual. La reducción de la altura de estas paredes óseas fue más pronunciada en la pared vestibular. La reducción en altura fué acompañada también por una pérdida ósea horizontal causada por los osteoclastos presente en las paredes óseas del alveolo¹⁸.

Posteriormente, este grupo de investigación, ha evaluado los cambios dimensionales en los rebordes alveolares después de la inserción de implantes en los alveolos frescos postextracción en perros 19. En 5 perros Beagle, las raíces distales de los terceros y cuartos premolares fueron extraídas en el lado derecho, y se insertaron los implantes con superficie SLA en estos alveolos frescos. En el lado izquierdo, se dejó cicatrizando espontáneamente. En las localizaciones con implantes postextracción, el nivel de contacto hueso-implante fue localizado $2,6 \pm 0,4$ mm en la pared vestibular y $0,2 \pm 0,5$ mm en la pared lingual, apicalmente, al nivel del implante. En las localizaciones cicatrizadas, la distancia vertical media entre la terminación marginal de las paredes vestibular y lingual fue de $2,2 \pm 0,9$ mm. En las localizaciones tratadas, la pérdida de inserción ósea media de las paredes vestibular y lingual fue de $0,5 \pm 0,5$ mm y de $0,2 \pm 0,3$ mm, respectivamente¹⁹.

El estudio demuestra que a pesar de la inserción de los implantes en los alveolos postextracción, existe unas marcadas alteraciones dimensionales después de 3 meses. En este sentido, la colocación de un implante postextracción en un alveolo fresco no previene la remodelación ósea que ocurre en sus paredes. La altura resultante en las paredes vestibular y lingual después de los 3 meses de seguimiento fue similar tanto en las localizaciones postex-

tracción tratadas con implantes como en las localizaciones cicatrizadas, mientras que la pérdida vertical ósea fue más pronunciada en la pared vestibular que en la lingual¹⁹.

Estudios similares han confirmados estos hallazgos histológicos, en el sentido de que la colocación de los implantes no preservan la dimensión de los tejidos duros del reborde alveolar²⁰⁻²¹. Existe reabsorción de ambas paredes vestibular y lingual, y además, existe mayor pérdida ósea marginal en la pared vestibular²⁰.

Diversos estudios experimentales han demostrado que las características del implante pueden influir en la respuesta ósea. El diseño, la rugosidad de la superficie, la posición quirúrgica y el tipo de carga tienen una gran importancia en los implantes insertados en alveolos postextracción²²⁻²⁷.

La posición quirúrgica de los implantes puede influir en el grado de oseointegración. En este sentido, un estudio evalúa el contacto hueso-implante (BIC) en implantes postextracción insertados a diferentes niveles en relación a la cresta ósea en 6 perros Foxhound. El estudio comprendía la extracción de los segundos, terceros y cuartos premolares y la inserción randomizada de tres implantes en cada hemimandíbula a nivel crestal (grupo control) y a nivel subcrestal 2 mm por debajo (grupo test)²². Todos los implantes cicatrizaron sin problemas. Los valores totales medios de BIC fueron de $44,52\% \pm 8,67\%$ y $39,50\% \pm 9,25\%$ a las 8 y 12 semanas, respectivamente para el grupo control; y de $47,33\% \pm 5,23\%$ y de $53,85\% \pm 4,21\%$ a las 8 y 12 semanas en el grupo test, respectivamente²². El presente estudio reveló una mayor reabsorción en la cresta vestibular que en la cresta lingual. Esta deshicencia ósea después de la inserción de los implantes postextracción puede tener importancia estética porque puede exponer las espiras de los implantes. La reabsorción ósea fué menor en el grupo de los implantes colocados subcrestalmente. Además, los mayores valores de BIC fueron encontrados en los implantes insertados de forma subcrestal²².

Además de la posición macroscópica del im-

plante en la técnica postextracción, la superficie rugosa o tratada puede mejorar la respuesta ósea en animales de experimentación comparada con la superficie mecanizada (implante Mk III Groovy RP, NobelBiocare®, Figura 1). De hecho, los defectos marginales óseos pueden cicatrizar mejor con una superficie rugosa, y la superficie mecanizada parece ser menos predecible²³. Un estudio realizado en perros valora estos aspectos tanto en técnica sumergida como no sumergida. Después de las extracciones, a los 3 meses, se realizó un gap circunferencial alrededor del lecho implantario de 1 a 1,25 mm. Se insertaron en cada hemimandíbula 2 implantes, uno con superficie rugosa y otro con superficie mecanizada. Los implantes derechos fueron sumergidos y los izquierdos no sumergidos²³. Los animales fueron sacrificados a los 4 meses, los bloques fueron disecados e incluidos en parafina. Los defectos marginales alrededor de los implantes con superficie rugosa presentaron una cicatrización ósea completa con un alto grado de oseointegración tanto los sumergidos como los no sumergidos. La cicatrización de los implantes mecanizados se caracterizó por un incompleto sellado y la presencia de tejido coenctivo entre el implante y el hueso neoformado²³.

La configuración y el tamaño de los implantes también puede influir en la oseointegración de los implantes insertados de forma inmediata en alveolos frescos postextracción (Implante IPX, Galimplant®, Figura 2)²⁷. En este sentido, en 6 perros Labrador se realizó un estudio con dos tipos macroscópicos de implantes, implantes control de forma cilíndrica y de 3,3 mm de diámetro e implantes test de forma cónica y diámetro de 5 mm²⁷. Después de 4 meses de cicatrización, la cresta alveolar sufrió un proceso de reabsorción tanto en los implantes test como control. La reabsorción fue más pronunciada en la pared vestibular y significativamente más en los implantes test de 5 mm ($2,7\text{mm} \pm 0,4\text{mm}$) que en los control de 3,3 mm ($1,5\text{mm} \pm 0,6\text{mm}$)²⁷. Este estudio indica que el diseño macroscópico en forma de raíz y diámetro ancho de los implantes no previene la reabsorción de la cresta alveolar. Al contrario, la reabsorción es más mar-



Figura 1. Implante con superficie TiO2 en fémur de conejo Nueva Zelanda. 8X



Figura 2. Implante con plataforma reducida y superficie arenada+grabada en alveolo postextracción de perro Beagle. 12X

cada en el área vestibular y lingual de estos implantes que en los standard cilíndricos²⁷.

Además, de la geometría macroscópica y de la superficie de los implantes, la misma téc-

nica quirúrgica puede influir en los resultados de la respuesta ósea a los implantes postextracción²⁸. Así mismo, la realización de una técnica con o sin colgajo puede modificar la respuesta ósea a los implantes²⁹. Un estudio compara la estabilidad y la oseointegración de los implantes en la mandíbula de 6 perros, con ambas técnicas quirúrgicas donde los premolares y molares fueron extraídos. La estabilidad primaria (ISQ) se incrementó a las 8 semanas sin diferencias entre ambas técnicas. El porcentaje de contacto hueso-implante fué del 60,27% $\pm$ 30,99% para la técnica sin colgajo y del 59,73% $\pm$ 17,12% para la técnica con colgajo²⁹.

ESTUDIOS CLINICOS EN PACIENTES

Las observaciones de los cambios dimensionales que siguen a la extracción dental en animales de experimentación coinciden con los hallazgos de otros estudios clínicos realizados en pacientes^{17,30}. Botticelli et al¹⁷ valoraron las alteraciones dimensionales durante un periodo de 4 meses siguiendo a la inserción de implantes en alveolos frescos postextracción. 18 pacientes con 21 dientes diagnosticados para su extracción fueron incluidos en el estudio. Se levantaron colgajos y se realizaron las extracciones, sin utilización de membranas o biomateriales. Los implantes fueron insertados de forma no sumergida con un tornillo de cicatrización expuesto al medio oral. A los 4 meses de cicatrización se realizaron de nuevo las mediciones¹⁷. 52 defectos marginales excedían de los 3 mm en el inicio de la investigación, 17 linguales y 14 proximales. Las paredes óseas de los alveolos postextracción presentaron cambios notables. La reabsorción de la pared vestibular alcanzó al 56%. La reabsorción de la pared lingual/palatina fué del 30%. El estudio concluyó que el gap marginal entre el alveolo y el implante tuvo una cicatrización predecible con formación de hueso y resolución del defecto. Los datos analizados de las mediciones dimensionales demostraron que los defectos vestibulares y linguales/palatinos se resolvieron mediante una formación de hueso nuevo en el interior de los defectos y una importante reabsorción por fuera del proceso alveolar¹⁷.

Algunos autores sugieren que la inserción inmediata de los implantes en los alveolos frescos postextracción pueden contrarrestar el proceso de remodelación ósea y preservar las dimensiones del reborde alveolar³¹⁻³³. Sin embargo, los estudios experimentales realizados en animales han fracasado en demostrar esta hipótesis^{17,19}.

Araújo et al.¹⁹⁻²⁰ observaron que existe una reabsorción pronunciada de las paredes óseas vestibulares y linguales después de la inserción inmediata de los implantes en alveolos frescos postextracción. Sin embargo, los estudios longitudinales a largo plazo indican que no hay diferencias significativas en el éxito y en los resultados estéticos entre implantes inmediatos e implantes diferidos³⁴⁻³⁶.

Las condiciones quirúrgicas ideales de los implantes inmediatos en alveolos frescos incluye la realización de una técnica atraumática para la extracción dental, la preservación de las paredes del alveolo, y el curetaje alveolar para eliminar la posible presencia de posibles restos patológicos inflamatorios y/o infecciosos³⁷⁻³⁹. La estabilidad primaria es también un requisito esencial para conseguir una adecuada inserción de los implantes que deben exceder de a 3-5 mm, apicalmente, la longitud del alveolo, y el diámetro del implante debe ser mayor que la anchura del alveolo postextracción⁴⁰⁻⁴².

Gehrke et al.⁴³ demostraron que la estabilidad de los implantes insertados en alveolos postextracción o en localizaciones cicatrizadas presentaron una similar evolución del ISQ a lo largo del tiempo (con datos obtenidos en tres temporalizaciones, a los 0, 90 y 150 días).

La experiencia clínica en los últimos 15 años ha demostrado el éxito del tratamiento con implantes inmediatos postextracción. En este sentido, se ha incrementado el número de artículos relacionados con la inserción de implantes de forma inmediata después de la extracción dental en la literatura científica porque la evidencia experimental y clínica ha sido extraordinaria⁴⁴⁻⁴⁶. Este interés creciente es consecuencia del hecho de que este enfoque implantológico puede clínicamente

reducir el tiempo de tratamiento y el número de cirugías, disminuyendo el impacto clínico negativo en el paciente. Además, una ventaja adicional radica en que el alveolo postextracción presenta una única fase de cicatrización y se disminuye aunque no se evita la reabsorción del hueso alveolar⁴⁴⁻⁴⁶.

Los implantes inmediatos postextracción pueden ofrecer ventajas clínicas importantes en la preservación de los tejidos blandos y duros alrededor de los implantes⁴⁷. Esta técnica reduce la altura de los defectos óseos en un 13,1% y en un 20% reduce el defecto óseo horizontal. La preservación de la anchura y altura del reborde óseo no solamente es importante para la inserción del implante sino que puede ser crítico sobre todo en áreas con especial importancia estética⁴⁷.

Desde un punto de vista clínico, la técnica de implantes inmediatos postextracción se ha convertido en una técnica implantológica frecuente con un alto grado de predictibilidad similar a la inserción de implantes de forma convencional con unas tasas elevadas de éxito superior con tasas de éxito superiores al 95%⁴⁶. Un estudio valora los resultados de las restauraciones inmediatas en implantes dentales unitarios insertados después de la extracción y cargados de forma inmediata⁴². 36 pacientes con pérdidas dentales unitarias anteriores fueron tratados con 64 implantes de conexión interna y de superficie arenada y grabada⁴². Todos los implantes fueron insertados después de la extracción correspondiente y fueron cargados de forma inmediata. A los 3 meses se realizaron las prótesis definitivas. Los hallazgos clínicos indican una supervivencia y éxito de los implantes del 96,9%, después de un periodo medio de carga funcional de 58,7 meses, ya que 2 implantes se perdieron⁴².

El proceso biológico de remodelación ósea influye en la pérdida ósea marginal en los implantes postextracción tanto en estudios experimentales como clínicos¹⁸. Los factores relacionados con los implantes como la geometría macroscópica, la superficie del implante y la conexión implante-pilar influyen en esta respuesta biológica provocando

diferentes grados de oseointegración²⁷.

En los implantes postextracción se configura en la fase inicial un defecto óseo residual (gap) entre el cuello del implante y las paredes del alveolo. Sin embargo, los resultados clínicos a largo plazo indican que los tejidos periimplantarios se mantienen con éxito, como demuestra un estudio a 10 años, con un éxito del 100% de supervivencia, donde el 82% de los implantes presentaban solamente una pérdida ósea media de 0,6mm-1,5mm⁴⁸.

La pérdida de hueso crestal es un parámetro biológico importante para evaluar los resultados clínicos de los implantes postextracción. En este sentido, en un estudio a 2 años, la pérdida media de hueso marginal fue de 0,67 mm, con un rango de 0 a 1,5 mm³⁹. Estos hallazgos clínicos son confirmados por diversos estudios que han demostrado que los implantes inmediatos postextracción mantienen de forma exitosa sus niveles originales de hueso marginal periimplantario⁴⁶⁻⁴⁷.

Además, los niveles de tejidos blandos pueden ser mantenidos por su importancia estética, como demuestra un estudio a 3 años en implantes postextracción maxilares donde el margen mucoso se encontraba al mismo nivel que originalmente después de la inserción en el 43% de las localizaciones bucales, mientras que en el 30% existía una ganancia de 1 mm⁴⁵.

En este contexto, Abrahamsson et al.⁴⁹ compararon la mucosa y los tejidos óseos alrededor de implantes no sumergidos y sumergidos encontrando que los parámetros como la longitud de la barrera epitelial o de la mucosa periimplantaria, la altura de la zona integrada del tejido conectivo, el nivel de hueso marginal, y la densidad del hueso entre las estrías o roscas del implante eran exactamente idénticas entre los dos grupos experimentales al final del periodo de cicatrización⁴⁹.

CONCLUSIONES

Desde un punto de vista histológico, en general los implantes postextracción se oseointegran con una buena respuesta biológica

directa entre la superficie del implante y el tejido óseo del huésped. Sin embargo, en los tejidos periimplantarios después de la extracción, existe un proceso involutivo con reabsorción ósea y disminución de la anchura de los tejidos blandos, con especial prevalencia en las paredes alveolares.

BIBLIOGRAFIA

1. Botticelli D, Lang NP. Dynamics of osseointegration in various human and animal models - a comparative analysis. *Clin Oral Impl Res* 2017; 28:742-8.
2. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Lang NP. The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 357-64.
3. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 2003;14: 251-62.
4. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 381-92.
5. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen J et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 11 (suppl. 16): 1 - 132.
6. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981; 9: 15-25.
7. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate C, Weingart D, Bernard JP, Peters F, Simpson J. The use of reduced healing times on it is implants with a sandblasted and acid etched (SLA) surface: early results from clinical trials on SLA implants. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:144-53.
8. Velasco E, Monsalve L, Matos N, Jiménez A, García A, Medel R, Ortiz I, España A. La carga precoz de los implantes GMI con conexión interna y superficie arenada y grabada. *Av Perio Impl* 2014; 26: 67-75
9. Glauser R, Reé A, Lundgren AK, Gottlow J, Hämerle CHF, Schärer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Impl Dent Relat Res* 2001; 3: 204-13.
10. Velasco E, Segura JJ, Linares D, Medel R, Poyato M. La carga inmediata de los implantes transicionales en sobredentaduras mandibulares en adultos mayores. *Av Perio Impl* 2004; 16: 107-13.
11. Huebsch RF, Hansen LS. A histopathologic study of extraction wound in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969; 272: 187-96.
12. Boyne PJ. Osseus repair of the postextraction alveolus in man. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1966; 21: 805-13.
13. Amler MH. The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969; 273: 309-18.
14. Evian CI, Rosenberg ES, Cosslet JG, Corn H. The osteogenic activity of bone removed from healing extraction sockets in human. *J Periodontol* 1982; 53: 81-5.
15. Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J* 1969; 14: 241-4.
16. Lam RV. Contour changes of the alveolar processes following extractions. *J Prosthet Dent* 1960; 10: 25-32.
17. Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J. Hard-tissue alterations following immedia-

- te implant placement in extraction sites. *J Clin Periodontol* 2004; 31: 820-8.
18. Araújo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 212-8.
19. Araújo MG, Sukekava F, Wensström JL, Lindhe J. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 645-52.
20. Araújo MG, Wennström JL, Lindhe J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 606-14.
21. Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. Tissue modeling following implant placement in fresh extraction sockets. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 615-24.
22. Boquete-Castro A, Gómez-Moreno G, Aguilar-Salvatierra A, Delgado-Ruiz RA, Romanos GE, Calvo-Guirado JL. Influence of the implant design on osseointegration and crestal bone resorption of immediate implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 2015; 26: 876-81.
23. Botticelli D, Berglundh T, Persson LG, Lindhe J. Bone regeneration at implants with turned or rough surfaces in self-contained defects. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 448-55.
24. Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19: 233-41.
25. Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, Negri B, López-Marí L, Rodríguez-Barba C, Schlottig F. Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 308-15.
26. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Witch H, Yacoub H, Nentwig GH. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometric analysis in the Macaca fascicularis Monkey. *J Periodontol* 2003; 74: 1483-90.
27. Caneva M, Salata LA, de Souza SS, Bressan E, Botticelli D, Lang NP. Hard tissue formation adjacent to implants of various size and configuration immediately placed into extraction sockets: an experimental study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 885-90.
28. Lee JW, Wen HB, Gubbi P, Romanos GE. New bone formation and trabecular bone microarchitecture of highly porous tantalum compared to titanium implant threads: A pilot canine study. *Clin Oral Impl Res* 2017; DOI: 10.1111/clr.13074.
29. Min HG, Kim SG, Oh JS, You JS, Lim SC, Jeong MA. Comparative study on osseointegration of implants after flap and flapless surgery in the mandible of dogs. *Implant Dent* 2017; 26: 730-4.
30. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Perio Rest Dent* 2003; 23: 313-23.
31. Paolantonio M, Dolci M, Scarano A, d'Archivio D, di Placido G, Tumini V, Piattelli A. Immediate implantation in fresh extraction sockets. A controlled clinical and histological study in man. *J Periodontol* 2001; 72: 1560-71.
32. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the peri-implant marginal bone. *Implant Dent* 2007; 16: 165-75.
33. Barone A, Orlando B, Cingano L, Marconcini S, Derchi G, Covani U. A randomized clinical trial to evaluate and compare implants placed in augmented versus non-augmented extraction sockets: 3-year

- results. *J Periodontol* 2012; 83: 836-46.
34. Grunder U, Polizzi G, Goené R, Hatano N, Henry P, Jackson WJ et al. (1999) A 3-year prospective multicenter follow-up report on the immediate and delayed-immediate placement of implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1999; 14:210-6.
 35. Mangano F, Mangano C, Ricci M, Sammons RL, Shibli JA, Piattelli A. Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anterior maxilla: An aesthetic evaluation. *Clin Oral Impl Res* 2012; 23:1302-7.
 36. Chen ST, Buser D. Esthetic outcomes following immediate and early implant placement in the anterior maxilla--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2014; 29 Suppl 1:186-215.
 37. Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dent Clin North Am* 2006; 50:391-407.
 38. Velasco E, Pato J, Lorrio JM, Cruz JM, Poyato M. El tratamiento con implantes dentales postextracción. *Av Perio Impl* 2007; 19 (Supl.): 35-42.
 39. Velasco E, Jiménez A, Monsalve L, Ortiz I, España A, Garrido N. Carga inmediata de implantes en alveolos postextracción. Resultados clínicos a 2 años. *Av Perio Impl* 2015; 27: 37-45.
 40. Becker W, Becker BE. Flap designs for minimization of recession adjacent to maxillary anterior implant sites: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1996;11:46-54.
 41. Barone A, Rispoli L, Vozza I, Quaranta A, Covani U. Immediate restoration of single implants placed immediately after tooth extraction. *J Periodontol* 2006; 77:1914-20.
 42. Wojtovicz E, España A, Jiménez A, Ortiz I, Matos N, Monsalve L, Velasco E. Seguimiento clínico de 4 años de implantes unitarios anteriores insertados en alveolos postextracción. *Av Odontoestomatol* 2017; 33:239-46.
 43. Gehrke SA, da Silva Neto UT, Rossetti PH, Watinaga SE, Giro G, Shibli JA. Stability of implants placed in fresh sockets versus healed alveolar sites: Early findings. *Clin Oral Impl Res* 2016; 27: 577-82.
 44. Covani U, Canullo L, Toti P, Alfonsi F, Barone A. Tissue stability of implants placed in fresh extraction sockets: a 5-year prospective single-cohort study. *J Periodontol* 2014;85:323-32.
 45. Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Salvi GE, Ramseier C, Lang NP, Lindhe J. Implants placed in fresh extraction sockets in the maxilla: clinical and radiographic outcomes from a 3-year follow-up examination. *Clin Oral Impl Res* 2014; 25:321-7.
 46. Lang NP, Pun L, Lay KY, Li KY, Wong MC. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Impl Res* 2012; 23(suppl. 5): 39-66.
 47. Sanz I, Garcia-Gargallo M, Herrera D, Martin C, Figuero E, Sanz M. Surgical protocols for early implant placement in post-extraction sockets: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 Suppl 5:67-79.
 48. Covani U, Chiappe G, Bosco M, Orlando B, Quaranta A, Barone A. A 10-year evaluation of implants placed in fresh extraction sockets: a prospective cohort study. *J Periodontol* 2012;83:1226-34.
 49. Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol* 1999;26:600-7.

CORRESPONDENCIA:

Prof. Eugenio Velasco Ortega
 Facultad de Odontología
 C/ Avicena s/n 41009 Sevilla
 Email: evelasco@us.es
 Tfno: 954 481132

La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas

Osseointegration of titanium implant with several rough surfaces

Blanco López P*, Monsalve Guil L**, Matos Garrido N***,
Moreno Muñoz J***, Nuñez Márquez E***, Velasco Ortega E****

RESUMEN

La superficie de los implantes es muy importante para conseguir la oseointegración. Existen muchos tipos de superficies en los implantes dentales. La investigación en superficie de implantes comienza con la superficie mecanizada. La superficie rugosa incrementa la adherencia celular y muestra una mayor área de contacto hueso-implante. El recubrimiento con plasma de titanio e hidroxiapatita fueron métodos comunes para modificar la rugosidad de la superficie. Más recientemente, el arenado (ej. alúmina) y el grabado ácido (ej. clorhídrico, sulfúrico, nítrico) son otros procesos que pueden incrementar la superficie rugosa de los implantes. Más recientemente, la tecnología ha comenzado en la implantología oral con el desarrollo de superficies porosas que manifiestan una mejor respuesta osteogénica e incrementa la unión mecánica hueso-titanio. La oseointegración parece estar influenciada por los modelos de especies animales. En el conejo el proceso es más rápido que en el perro, y en el perro es más rápido que en el hombre. La incorporación de nuevos materiales y procesos técnicos en la investigación sobre superficies de implantes ofrecen nuevas posibilidades de mejorar su respuesta tisular y su potencial óseo regenerativo.

Conclusiones. El tratamiento de la superficie de los implantes constituye un importante campo en futuras investigaciones de la implantología oral mediante los estudios de experimentación.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, superficie de implante, superficie rugosa, arenado, grabado ácido, oseointegración.

SUMMARY

Implant surface is very important for enhance the osseointegration. They are many types of dental implant surfaces. Implant surface research begins with machined surface. Roughened surface titanium increase cell adhesion and exhibit stronger bone-implant contact area. Plasma-spray and hydroxyapatite coating were common methods for rough surface modification. Most recently, blasting (i.e. alumina) and acid-etching (i.e. hydrochloric, sulphuric and nitric) are another process by which surface roughness can be increased. Most recently, technology begins in implant dentistry with the development of porous surfaces that manifest better osteogenic response and increase bone-titanium mechanical interlocking. Osseointe-

* Licenciado en Odontología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Santiago de Compostela.

** Profesora Asociada de Odontología Integrada de Adultos. Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

*** Profesor Asistente de Odontología Integrada de Adultos. Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

**** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos. Director del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

gration appeared to be strongly influenced by the animal species model. The rabbit model was faster compared to the dog model, and the dog model was faster the human model. The introduction of new materials and new technical process in dental surfaces research offering new possibilities for better tissue response and bone regenerative potential.

Conclusions. The surface modifications of titanium constitute an important field for future research of implant dentistry by experimental studies.

KEY WORDS: Dental implants, implant surface, rough surface, sandblasted, acid-etched, osseointegration.

Fecha de recepción: 22 de enero 2018.

Fecha de aceptación: 2 de abril 2018.

Blanco López P, Monsalve Guil L, Matos Garrido N, Moreno Muñoz J, Nuñez Márquez E. Velasco Ortega E. *La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas* 2018; 34, (3): 141-149.

INTRODUCCIÓN

La implantología oral ha revolucionado la práctica clínica odontológica demostrando que la rehabilitación oral de los pacientes con pérdidas dentales unitarias, múltiples o totales con implantes dentales es un tratamiento predecible y con una elevada tasa de éxito. En este sentido, los resultados favorables a largo plazo de los tratamientos implantológicos orales está relacionado con el desarrollo del fenómeno de la oseointegración y de una buena reacción de los tejidos periimplantarios¹.

La investigación experimental y la experiencia clínica en implantología oral ha originado el desarrollo de diferentes superficies de implantes que mejoran los fenómenos biológicos de la oseointegración y favorecen los resultados clínicos de los implantes en el tratamiento de los pacientes con diversos grados de pérdidas dentales¹.

Desde la introducción de la superficie mecanizada por la escuela sueca de Branemark, posteriormente las superficies por aposición de plasma de titanio (escuela suiza de Schroeder) o hidroxiapatita, hasta las más recientes con sustracción de material, con chorreado de arena y/o grabado ácido existe una intensa y prolongada trayectoria investigadora con estudios de laboratorio (in vitro), con animales de experimentación (in vivo) y con pacientes

en su incorporación a la clínica que constituye en la actualidad uno de los campos más importantes de la implantología oral 2-3.

El material más frecuentemente utilizado en la realización de los implantes dentales ha sido el titanio comercialmente puro, debido a que presenta una gran biocompatibilidad y constituye el material ideal para conseguir la oseointegración con éxito a largo plazo tras la carga funcional⁴. La biocompatibilidad del titanio está relacionada con las propiedades de su óxido de superficie. En contacto con el aire o el agua, el titanio rápidamente forma un espesor de óxido de 3-5 nm a la temperatura ambiente. El óxido más frecuente es el dióxido de titanio (Ti O₂). Este óxido es muy resistente al ataque químico lo que hace que el titanio sea uno de los metales más resistentes a la corrosión y que contribuye a su biocompatibilidad. Además el titanio es un material de una resistencia más que suficiente para su aplicación clínica⁵.

IMPLANTES CON SUPERFICIE MECANIZADA

El prototipo de los implantes con esta superficie fué el desarrollado por el grupo sueco de Branemark⁵. Aunque su superficie se consideraba lisa, sin embargo el proceso de fresado y pulido creaba algunas irregularidades mínimas que le daban cierto carácter

de rugosidad, por lo que se aceptaba más el término de mecanizada⁶. La superficie mecanizada es la que más ha sido estudiada en el laboratorio ya que los estudios pioneros de Branemark fueron realizados con este tipo de superficie, concluyendo en el concepto de oseointegración que definía la naturaleza de la unión del titanio al hueso de una forma estable y predecible, como el “*contacto directo entre el hueso vivo y la superficie del implante cargado funcionalmente sin interposición de tejido blando a nivel del microscopio óptico*”⁷⁻⁸. La experiencia clínica acumulada en los últimos 40 años con esta superficie mecanizada, ha demostrado que la inserción de varios implantes pueden soportar una rehabilitación fija con un éxito superior al 90%. Además, las rehabilitaciones orales fijas sobre implantes oseointegrados pueden satisfacer globalmente al paciente edéntulo al proporcionar una gran estabilidad prostodóncica lo que mejora la función oral, con una estética aceptable muy favorable⁹⁻¹⁰.

IMPLANTES CON SUPERFICIE RUGOSA

La superficie de los implantes o más precisamente, la topografía superficial de los implantes, es decir su grado de rugosidad y la orientación de estas irregularidades superficiales constituye desde hace más de 15 años, un reto de investigación e interés en la implantología oral. No hay que olvidar que el tratamiento de la superficie de los implantes orales incrementado la rugosidad o desarrollando microcavidades, fisuras o grietas mediante diversas tecnologías puede favorecer la unión entre las macromoléculas de la superficie del implante y del hueso, incrementando la integración del implante con una mejor respuesta tisular osteoblástica y resultando en una mayor resistencia a la compresión, tensión y estrés. Esta respuesta biológica y física se ha correspondido con los resultados clínicos de muchos estudios que demuestran que la utilización de implantes con superficie rugosa mejora la oseointegración y el éxito del tratamiento con los pacientes¹¹⁻¹².

Inicialmente, la posibilidad de incrementar la rugosidad de la superficie de los implantes

mediante la aposición de material como el plasma de titanio o la hidroxiapatita fué desarrollado por algunas empresas de implantes con el objetivo de favorecer la superficie de contacto hueso-implante¹³. La superficie recubierta con plasma de titanio incrementa la superficie de contacto hueso-implante y puede estimular la osteogénesis por mecanismos de adhesión celular, además aumentan la resistencia a las cargas funcionales convencionales, a la tracción y cizallamiento¹⁴. La hidroxiapatita ha sido utilizada para incrementar la rugosidad de la superficie de los implantes de forma similar a la de TPS. La unión entre esta superficie y el hueso es mayor que la del titanio. De hecho se ha demostrado histológicamente que la superficie recubierta de hidroxiapatita provoca una mayor adhesión osteoblástica y proliferación de la matriz extracelular que mejora la unión hueso-implante¹⁵.

Posteriormente, la investigación experimental ha desarrollado por nuevas superficies que presentan la característica común de que su rugosidad ha sido conseguida por sustracción de material. Es decir, las diferentes superficies de los implantes han sido tratadas con diversas sustancias (arenado de alúmina, etc) y/o ácidos (clorhídrico, nítrico, sulfúrico) que han provocado en su superficie diversos grados de rugosidad, manifestadas por grietas, cavidades o hendiduras con el objetivo de lograr una superficie más biocompatible y que mejore su unión con el hueso del paciente^{2-3,11-13}.

Estos tipos de superficies presentan la evidencia experimental de un incremento en la adherencia celular (*estudios in vitro*), y una mayor y más rápida unión hueso-implante (*estudios in vivo*)¹⁶⁻¹⁷. Los estudios *in vitro* demuestran que estas superficies rugosas incrementan la actividad de los osteoblastos con una mayor producción de proteínas morfogenéticas que acelera la respuesta biológica celular¹⁶.

Los estudios *in vivo* en animales de experimentación demuestran que la unión de estas superficies rugosas mejora la unión del implante al tejido óseo. En este sentido, los estudios histomorfométricos confirman un

mayor diferencia en el porcentaje de unión hueso-implante entre estas superficies y las mecanizadas; y así mismo los valores de la fuerza de torque necesarias para la remoción de los implantes insertados son mayores en los implantes con superficies rugosas por sustracción¹⁷.

Los implantes con superficie arenada han demostrado que incrementan la adhesión, proliferación y diferenciación osteoblástica¹⁶. En este sentido, la rugosidad y las características topográficas son de los aspectos más relevantes de la superficie de implantes para el éxito de la oseointegración. La topografía afecta a la interacción celular, que influye en la orientación, migración, crecimiento y diferenciación de las células que se adhieren a la superficie. Las investigaciones *in vitro* e *in vivo* han demostrado que la rugosidad de la superficie arenada estimula la oseointegración de los implantes dentales¹⁶.

El grado de rugosidad de la superficie arenada de los implantes, su química, su topografía, y su humectabilidad pueden afectar a la función celular, la adhesión y la viabilidad. El desarrollo de la interfase hueso-implante depende de las directas interacciones de los osteoblastos y la posterior deposición de matriz ósea que son esenciales para la oseointegración. Las células humanas cultivadas sobre las superficies de los implantes tratadas (ej. arenadas, grabadas) muestran más signos de diferenciación celular que las cultivadas sobre superficies mecanizadas¹⁶.

El grabado de la superficie de los implantes con diferentes combinaciones de ácidos (ácido nítrico, clorhídrico, sulfúrico, etc) ha sido introducido para incrementar su rugosidad y mejorar su respuesta biológica¹⁸. La adherencia celular es estimulada, y la actividad de la fosfatasa alcalina y la osteocalcina se incrementan significativamente. Estos hallazgos implican que las características químicas de las superficies tratadas con ácidos, juegan un importante papel en su respuesta celular pudiendo mejorar la oseointegración¹⁸.

Los estudios *in vivo* demuestran que los implantes con superficie grabada con ácidos mejoran su oseointegración¹⁸. En este senti-

do, se ha demostrado que el grabado ácido de la superficie de los implantes incrementa varias veces la fuerza de la oseointegración determinada por la resistencia a la rotación inversa del torque en comparación con implantes de titanio de superficie pulida¹⁹.

La superficie SLA incluye en la misma superficie dos técnicas de tratamiento, el arenado y posteriormente el grabado ácido. Esta superficie presenta una gran evidencia científica de estudios experimentales en laboratorio (*in vitro*), y con animales (*in vivo*), que demuestran su eficacia²⁰⁻²³.

Estudios *in vitro* demuestra que la superficie tratada con arenado y grabado ácido, incrementa la rugosidad del implante, y puede mejorar la adhesión de células de estirpe osteoblástica y tener un efecto sobre la configuración y conformación de pseudópodos celulares lo que aumentaría la proliferación celular en la superficie del implante²⁰. La topografía de la superficie de los implantes parece modular el crecimiento celular y la diferenciación en osteoblastos que afecta al proceso de cicatrización ósea, mostrando que la topografía de la superficie puede influir en la expresión fenotípica de los osteoblastos. Particularmente, la superficie SLA induce una significativa deposición de esta expresión cuando se le compara con la superficie mecanizada, lo que origina una tendencia de las células hacia su maduración osteoblástica durante la fase de cicatrización ósea²¹.

Diversos estudios *in vivo* realizados en animales de experimentación han demostrado que la oseointegración puede facilitarse por el incremento de la rugosidad de la superficie de los implantes promovida por la acción del arenado y el grabado ácido (ej. superficie Nanoblast Plus, Galimplant®) Figuras 1-3)²²⁻²³. Un estudio compara la oseointegración de dos superficies, SLA y mecanizada en conejos. A los 3 días, una nueva formación de tejido osteoide se originó rápidamente en la superficie tratada SLA, comparada con la superficie mecanizada. Los osteoblastos comenzaron a depositar un nuevo tejido osteoide en estos primeros días de la cicatrización ósea²². Un estudio simi-

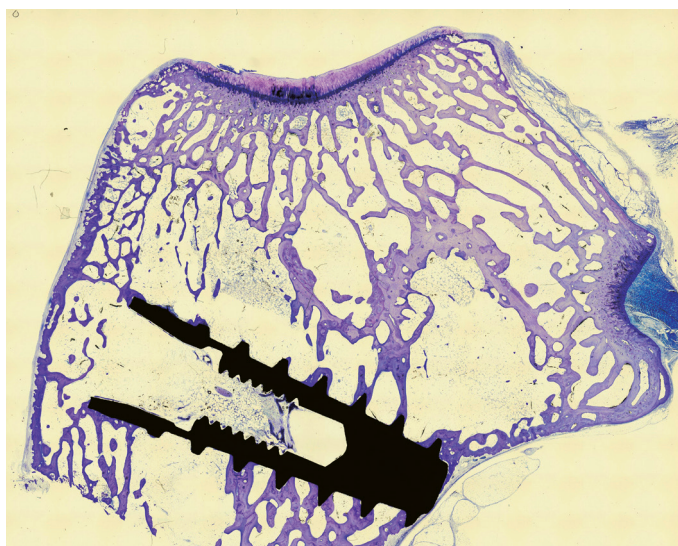


Figura 1. Implante con superficie arenada+grabada en fémur de conejo (BIC: 53,59%). 8X

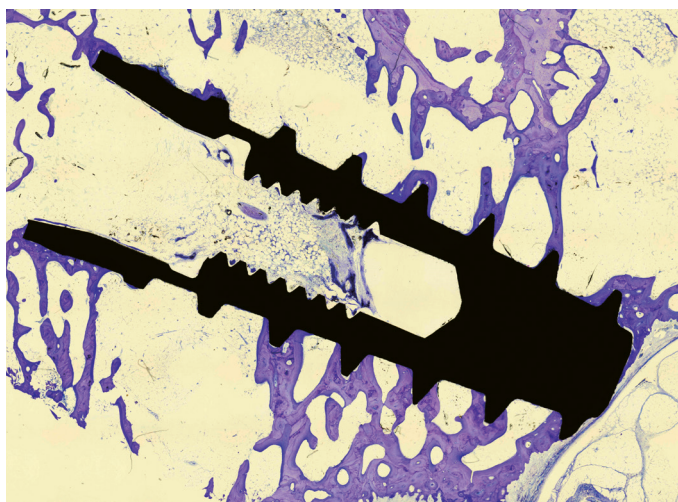


Figura 2. Implante con superficie arenada+grabada en fémur de conejo (BIC: 53,59%). 12X

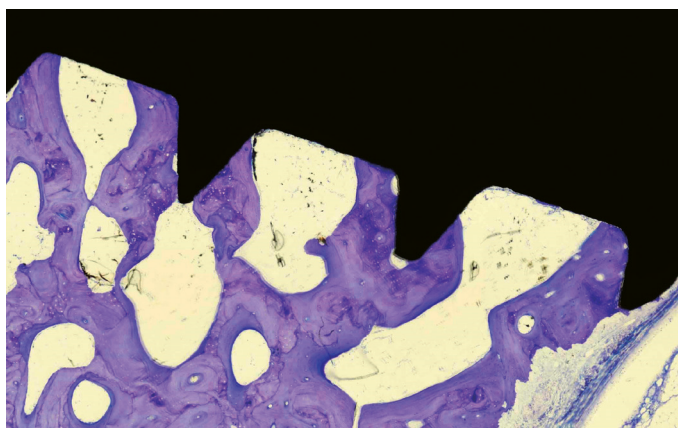


Figura 3. Implante con superficie arenada+grabada en fémur de conejo (BIC: 53,59%). 40X

lar investigó los efectos de las modificaciones de las superficies en respuestas óseas *in vivo* para comparar superficies arenadas hidrofílicas, arenadas, arenadas+grabadas, SLA y anodizadas²³. Los resultados sugieren que la superficie SLA hidrofílica presentaba una mayor afinidad por el tejido óseo que la anodizada durante el proceso temprano de cicatrización. De hecho, el estudio describió un mayor contacto de coágulos sanguíneos con la superficie SLA²³.

LA OSEOINTEGRACION DE LAS SUPERFICIES DE IMPLANTES EN ANIMALES DE EXPERIMENTACIÓN

La superficie de los implantes dentales constituye el puente de unión con el tejido óseo del huésped y hace posible el fenómeno biológico de la oseointegración. La oseointegración es una compleja secuencia de sucesos biológicos, como la proliferación celular, la inducción de los genes relacionados con la maduración y organización del hueso y finalmente con la fase de mineralización de la matriz²⁴⁻²⁶.

Diferentes tratamientos de la superficie de titanio pueden modificar las propiedades de la microestructura del implante y favorecer la afinidad por el proceso de formación ósea. Las propiedades de la morfología de la superficie juegan un papel crítico en la absorción de moléculas, la adhesión celular y la maduración de las células osteoblásticas²⁷⁻²⁸.

La morfología del implante tiene un papel crucial en el contacto hueso-implante y puede favorecer el proceso de la oseointegración. Para mejorar la estabilidad del implante se han realizado diferentes modificaciones que pretenden mejorar las propiedades de los implantes de titanio. Estas modificaciones de la superficie de los implantes pueden mejorar la interacción hueso-implante, sin embargo, no está claro la explicación de los mecanismos de mejora²⁹.

La imposibilidad por razones éticas de realizar la mayoría de los estudios sobre los mecanismos biológicos de la oseointegración en los seres humanos, impulsó la experimentación animal. Desde los estudios clásicos de la escuela

sueca con implantes de superficie mecanizada y técnica sumergida y suiza con superficie con plasma de titanio y técnica no sumergida, la contribución de los ensayos realizados en animales ha sido fundamental para el desarrollo de la implantología actual³⁰.

Son muchos los trabajos que evalúan la oseointegración mediante estudios histológicos e histomorfométricos en experimentación animal. De esta forma, se ha podido determinar la cuantificación y el nivel de calidad del contacto que consigue la superficie del implante con el hueso receptor a través del tiempo, mediante el uso de diferentes técnicas de tratamiento de las imágenes de los cortes y escalonando el sacrificio de los animales de experimentación (Figuras 1-3)³⁰.

Los métodos de cuantificación utilizados normalmente son el análisis histomorfométrico y el porcentaje de contacto hueso-implante (BIC) ya sea a partir de observaciones hechas en el microscopio óptico como en el microscopio electrónico de barrido (el procesado de las muestras es distinto según el método utilizado para observarlas)³⁰. Dentro del análisis histomorfométrico, se han ido desarrollando parámetros como la cuantificación del número de osteoblastos/osteocitos, la distribución de otros tipos de células (fibroblastos, osteoclastos y macrófagos), la distribución y orientación de las fibras colágenas, así como el grado de madurez y calcificación, para de esta forma cualificar la oseointegración en función del tiempo y comparar diferentes implantes con un mayor grado de precisión biológica³⁰.

La oseointegración de los implantes dentales de titanio depende de un número importante de variables, que son resultados de varios parámetros que no están estandarizados en los sistemas actuales de evaluación. De esta forma, muchas variables determinan la frecuencia y extensión de la oseointegración en diferentes tiempos en varias especies. Estos factores necesitan ser identificados y clarificados por su significación en la velocidad y extensión de la oseointegración. Se reconoce que los mecanismos tempranos de la oseointegración son el doble de efectivo que en los seres humanos. Sin embargo, no está

aceptado de forma unánime la metodología para valorar la oseointegración y comparar los diversos estudios³⁰.

El éxito de la oseointegración depende de una serie de factores biológicos que se integran de forma simultánea y secuencial y que definen la complejidad de la respuesta ósea a los implantes dentales. Entre estos factores críticos más importantes se encuentran los relacionados con la macroestructura y superficie de los implantes²⁴⁻³⁰.

Muchos estudios han mostrado que la superficie rugosa comparada con la mecanizada presenta una mejor absorción molecular, incrementa la producción de matriz extracelular y estimula la diferenciación de las células mesenquimales hacia un fenotipo osteoblástico. Las células detectan las variaciones en la superficie geométrica a través de mecanismos de contacto que regulan su expresión fenotípica. Una diferencia de 1 µm puede producir diferentes respuestas relacionadas con su fenotipo específico^{21, 31}.

La superficie de los implantes dentales es uno de los factores que afectan al ratio y la extensión de la oseointegración. El proceso de oseointegración es ahora conocido por la descripción histológica y celular. La adhesión de un coágulo de fibrina y la población en la superficie del implante de células sanguíneas y mesenquimatosas, conducen a la organización del osteoide y posteriormente la mineralización. La progresión de los cambios de la población celular y la elaboración y modificación de la interfase tejido/implante resulta en hueso formado en contacto directo con la superficie del implante. Precisamente la cantidad de superficie que contacta con el hueso, la velocidad del hueso y la conexión mecánica natural del hueso/implante es influenciada por la naturaleza del implante³²⁻³³.

La investigación experimental in vivo ha utilizado a diversos animales de experimentación (ej. perros, cerdos, conejos, ratas) para la evaluación de los materiales relacionados con los implantes dentales. Los conejos presentan algunas ventajas para ser utilizados como modelo animal para testar las superfi-

cies de implantes³⁴⁻³⁹. Un estudio ha demostrado la importancia de las propiedades físicas y químicas de la superficie de implantes para su integración en el tejido óseo vivo de los conejos Nueva Zelanda³⁴. En este trabajo se compararon tres tipos de superficies (mecanizada, anodizada y SLA) que fueron preparadas para su implantación en el fémur de los animales. Todas las superficies se oseointegraron, aunque no hubo diferencias significativas entre ellas con respecto al grado de oseointegración³⁴.

Un estudio analiza la influencia de la superficie de implante en 4 tipos de superficies, (arenada, grabada con ácidos recubierta de hidroxiapatita, grabada con ácidos y arenada+grabada) en tibia de conejos³⁵. Los investigadores encuentran una clara tendencia a mejores resultados en la arenada+grabada y en la recubierta por hidroxiapatita, aunque sin diferencias significativas. Los implantes estaban en contacto predominantemente con el hueso cortical a lo largo de las estrías cervicales, y con la médula ósea en el resto del cuerpo de los implantes. Se describió una demacración entre el hueso neoformado y el hueso primitivo³⁵.

Diversos estudios experimentales realizados en conejos han valorado el grado de oseointegración de superficies arenadas y grabadas tipo SLA, aunque también con ciertas modificaciones (el grado humectabilidad, introducción en soluciones salinas, nanoporosidad), con el objetivo de identificar aquellas características físicas y/o químicas en la superficie de los implantes que puedan mejorar el grado de oseointegración³⁶⁻³⁹.

Los implantes con superficie SLA fueron comparados con implantes con superficie arenada con hidroxiapatita del mismo tamaño y diseño en la tibia de conejos. 4 semanas después de la inserción se midió la oseointegración de los implantes mediante un torque digital de remoción. La rugosidad de los implantes fué evaluado mediante un microscopio electrónico de barrido. Ambos grupos de implantes presentaron una porosidad regular sin diferencias significativas en el nivel del torque lo que indica un mismo nivel de oseointegración³⁷.

CONCLUSIONES

La superficie de los implantes influye de forma significativa en la oseointegración. En este sentido, las superficies rugosas o tratadas, especialmente con procesos de arenado y/o grabado han demostrado una favorable respuesta biológica con una unión directa entre la superficie de los implantes y el hueso, en estudios realizados en animales de experimentación, sobre todo en conejos Nueva Zelanda.

BIBLIOGRAFÍA:

1. Worthington P, Lang BR, Rubenstein JE. Oseointegration in dentistry. An overview. 2ª ed. Chicago: Quintessence. 2003.
2. Velasco E, Pato J, Segura JJ, Medel R, Poyato M, Lorrio JM. La investigación experimental y la experiencia clínica de las superficies de los implantes dentales. I. Dentum 2009; 9: 101-7.
3. Velasco E, Pato J, Segura JJ, Medel R, Poyato M, Lorrio JM. La investigación experimental y la experiencia clínica de las superficies de los implantes dentales. II. Dentum 2009; 9: 108-13.
4. Steinemann S. The properties of titanium. En: Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. Oral implantology. 2ª. Ed. Nueva York: Thieme. 1996. 37-58
5. Kasemo B, Lausmaa J. Selección del metal y características de la superficie. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la odontología clínica. Barcelona: Quintessence. 1999. 99-116.
6. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand 1981; 52: 155-70.
7. Branemark PI. Introducción a la oseointegración. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la odontología clínica. Barcelona: Quintessence. 1999. pag: 11-43.

8. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hanson BO, Lindstrom J, Olsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3: 81 - 110.
9. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 602-8.
10. Astrand P, Ahlqvist J, Gunne J, Nilson H. Implant treatment of patients with edentulous jaws: a 20-year follow-up. *Clin Impl Dent Relat Res* 2008; 10: 207-17.
11. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces : Part 1. Review focusing on topographic and chemical property surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004 ; 17: 536-43.
12. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces : Part 2. Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont* 2004 ; 17: 544-64.
13. Piattelli A, Misch C, Pontes E, Iezzi G, Scarano A, Degidi M. Dental implant surfaces. A review. En: Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*. 3ª Ed. San Luis: Mosby Elsevier. 2008. 599-620.
14. Buser D. Effects of various titanium surfaces configurations on osseointegration and clinical implant stability. En: Lang NP, Karring T, Lindhe J (eds.). *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Implant Dentistry*. Berlin: Quintessence. 1999. 88-100.
15. 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.
16. Velasco-Ortega E, Alfonso-Rodríguez CA, Monsalve-Guil L, España-López A, Jiménez-Guerra A, Garzón I, Alaminos M, Gil FJ. Relevant aspects in the surface properties in titanium dental implants for the cellular viability. *Mater Sci Eng C* 2016; 64: 1-10.
17. Velasco E, Monsalve-Guil L, Jiménez A, Ortiz I, Moreno-Muñoz J, Nuñez-Marquez E, Pegueroles M, Pérez RA, Gil FJ. Importance of the roughness and residual stresses of dental implants on fatigue and osseointegration behavior. In vivo study in rabbits. *J Oral Impl* 2016; 42: 469-76.
18. Zhang F, Zhang CF, Yin MN, Ren LF, Lin HS, Shi GS. Effect of heat treatment on H2O2/HCl etched pure titanium dental implant: An in vitro study *Med Sci Monit* 2012; 18: 265-72.
19. Pontes AEF, de Toledo CT, Garcia VG, Ribeiro FS, Sakakura CE. Torque analysis of a triple acid-etched titanium implant surface. *Sci World J* 2015; ID 819879.
20. Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piattelli M, Piattelli A. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 779-84.
21. Ramaglia L, Postiglione L, di Spigna G, Capece G, Salzano S, Rossi G. Sandblasted-acid-etched titanium surface influences in vitro the biological behavior of SaOS-2 human osteoblast-like cells. *Dent Mater J* 2011;30:183-92.
22. Orsini E, Salgarello S, Martini D, Bacchelli B, Quaranta M, Pisoni L, Bellei E, Joechler M, Ottani V. Early healing events around titanium implant devices with different surface microtopography: a pilot study in an in vivo rabbit model. *Sci World J* 2012; ID 349842.
23. Lee HJ, Yang IH, Kim SK, Yeo IS, Kwon TK. In vivo comparison between the effects of chemically modified hydrophilic and anodically oxidized titanium surfaces on initial bone healing. *J Periodontal Implant Sci* 2015; 45:94-100.
24. Thalji G, Cooper LF. Molecular assessment of osseointegration in vivo: A review

- of the current literature. *Oral Craniofac Tissue Eng* 2012; 2:9-22.
25. Thalji G, Cooper LF. Molecular assessment of osseointegration in vitro: A review of current literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29:171-99.
 26. Mendonça G, Mendonça DBS, Aragao FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008;29: 3822-35.
 27. Le Guehennec L, Martin F, López-Heredia MA, Lounarn G, Amourig Y, Cousty J, Layrolle P. Osteoblastic cell behavior on nanostructured metal implants. *Nanomed* 2008 ; 3 :61-71.
 28. Meirelles L, Curie F, Jacobson M, Albrektsson T, Wennerberg A. The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 641-7.
 29. Wally ZJ, van Grunsven W, Claeysens F, Goodall R, Reilly GC. Porous Titanium for Dental Implant Applications. *Metals* 2015; 5: 1902-20.
 30. Botticelli D, Lang NP. Dynamics of osseointegration in various human and animal models - a comparative analysis. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28: 742-8.
 31. Rausch-Fan X, Qu Z, Wieland M, Matejka M, Schedle A. Differentiation and cytokine synthesis of human alveolar osteoblasts compared with osteoblast-like cell (MG-63) in response to titanium surfaces. *Dental Mater* 2008; 24: 102-10.
 32. Masuda T, Salvi GE, Offenbacher S, Felton DA, Cooper LF. Cell and matrix reactions at titanium implants in surgically prepared rat tibiae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:472-85.
 33. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants: A model study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:251-62.
 34. Salou L, Hoornaert A, Louarn G, Layrolle P. Enhanced osseointegration of titanium implants with nanostructured surfaces: An experimental study in rabbits. *Acta Biomaterialia* 2015; 11:494-502.
 35. Calvo-Guirado JL, Satorres-Nieto M, Aguilar-Salvatierra A, Delgado-Ruiz RA, Maté-Sánchez de Val JE, Gargallo-Albiol J, Gómez-Moreno G, Romanos GE. Influence of surface treatment on osseointegration of dental implants: histological, histomorphometric and radiological analysis in vivo. *Clin Oral Investig* 2015; 19:509-17.
 36. Choi JY, Sim JH, Yeo ISL. Characteristics of contact and distance osteogenesis around modified implant surfaces in rabbit tibiae. *J Periodontal Implant Sci* 2017;47:182-92
 37. Sohn SH, Cho SA. Comparison of removal torques for implants with hydroxyapatite-blasted and sandblasted and acid-etched surfaces. *Implant Dent* 2016; 25: 581-7.
 38. Sartoretto SC, Alves ATNN, Resende RFB, Calasans-Maia J, Granjeiro JM, Calasans-Maia J. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *J Appl Oral Sci* 2015; 23:279-87.
 39. Soares PBF, Moura CCG, Claudino M, Carvalho VF, Rocha FS, Zanetta-Barbosa D. Influence of Implant Surfaces on osseointegration A histomorphometric and implant stability study in rabbits. *Braz Dent J* 2015; 26: 451-7.

CORRESPONDENCIA:

Prof. Eugenio Velasco Ortega
 Facultad de Odontología
 C/ Avicena s/n 41009 Sevilla
 Email: evelasco@us.es
 Tfno: 954 481132

El tratamiento con implantes mediante la elevación transcrestal del seno maxilar. Un estudio a 3 años

Implant treatment by transcrestal maxillary sinus elevation. A 3-year follow-up study

Nasser Nasser K*, Jiménez Guerra A**, Matos Garrido N**, Ortiz García I**,
España López A**, Moreno Muñoz J**, Núñez Márquez E**, Velasco Ortega E***

RESÚMEN

Introducción. El objetivo del presente estudio era mostrar los resultados del tratamiento con implantes dentales insertados mediante la técnica de elevación transcrestal en el maxilar superior.

Pacientes y Métodos. 47 pacientes (18 hombres y 29 mujeres) con pérdidas dentales maxilares fueron tratados con 60 implantes IPX® Galimplant con conexión interna y superficie arenada y grabada fueron insertados mediante la técnica de elevación sinusal transcrestal para la rehabilitación del maxilar posterior. Los implantes fueron cargados después de un periodo de cicatrización de 6 meses.

Resultados. Los hallazgos clínicos indican una supervivencia y éxito de los implantes del 100%. La ganancia media de hueso vertical fue de 4,8 mm (rango: 2-6,5 mm). 46,7% de los implantes se insertaron en localización molar y el 53,3% en la localización premolar. Biomateriales fueron utilizados en el 91,7% de los implantes. Después de un periodo medio de carga funcional de 37,6 meses (rango: 24-52 meses), no ha habido complicaciones tardías. El 70% de los implantes fueron rehabilitados con coronas unitarias y el 30% con puentes fijos.

Conclusiones. Este estudio indica que el tratamiento con implantes dentales mediante su inserción con elevación transcrestal del seno maxilar superior constituye una terapéutica implantológica con éxito.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, elevación transcrestal del seno maxilar, osteotomos, elevación transalveolar del seno maxilar, biomateriales.

ABSTRACT

Introduction. The aim of this study was to report the outcome of treatment with maxillary dental implants inserted by transcrestal sinus elevation.

Patients and Methods. 47 patients (18 males and 29 females) with maxillary tooth loss were treated with 60 IPX® Galimplant internal connection and sandblasted and acid-etched surface implants inserted by transcrestal sinus elevation for rehabilitation of posterior maxilla. Implants were loaded after a healing free-loading period of 6 months.

Results. Clinical results indicate a survival and success rate of implants of 100%. The mean elevation height was 4.8 mm (range: 2-6.5 mm). 46.7% of implants were inserted in molar and 53.3% in premolar localization. Bone substitutes

* Licenciado en Odontología. Máster de Implantología Oral. Universidad de Sevilla.

** Profesor Asistente de Odontología Integrada de Adultos y Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

*** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos y Gerodontología. Director del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

were used in 91.7% of implants. After a mean functioning period of 37.6 months (range: 24-52 months), no late complications were reported. 70% of implants were restored with single crowns and 30% with fixed bridges.

Conclusions. This study indicate that treatment with dental implants inserted in maxilla by transcrestal sinus elevation constitute a successful implant treatment.

KEY WORDS: Dental implants, maxillary transcrestal elevation, osteotomes, maxillary transalveolar elevation, bone substitutes.

Fecha de recepción: 18 de mayo 2018.

Fecha de aceptación: 22 de mayo 2018.

Nasser Nasser K, Jiménez Guerra A, Matos Garrido N, Ortiz García I, España López A, Moreno Muñoz J, Núñez Márquez E, Velasco Ortega E. *El tratamiento con implantes mediante la elevación transcrestal del seno maxilar. Un estudio a 3 años.* 2018; 34, (3): 151-158.

INTRODUCCIÓN

El edentulismo progresivo en el sector posterior del maxilar superior provoca una reducción del reborde alveolar maxilar que incrementa indirectamente el volumen del seno maxilar (neumatización). En los casos de atrofia severa del hueso maxilar, el hueso residual es insuficiente para soportar los implantes, por lo que es necesario realizar un aumento del suelo del seno maxilar para obtener un volumen adecuado para la inserción de los implantes dentales ¹⁻⁴.

Para la elevación del seno maxilar se han utilizado diversas técnicas quirúrgicas desde su introducción por Tatum en 1986⁵. La cirugía de abordaje lateral, o directa estaba basada en la realización de una ventana por osteotomía por la que se accedía al seno (antrostomía) por la cara vestibular. Posteriormente, se elevaba la membrana de Schneider y se introducía un material de relleno o injerto óseo que mantenía el espacio para la inserción de los implantes ¹⁻⁴.

Los diferentes materiales de relleno en la elevación lateral del seno maxilar pueden ser de origen autólogo, heterólogo, xenoinjertos, aloplásticos o una combinación de varios materiales. Después de un periodo de 6-10 meses, el injerto o sustituto óseo puede estar maduro para la inserción de los implantes ⁶⁻⁸. Esta inserción diferida de los implantes se realiza cuando la altura residual ósea es menor de 5 mm. Cuando la altura es de 5-6 mm se puede realizar la inserción simultánea de los implantes en la

misma intervención de elevación del seno maxilar ⁹.

En 1994, Summers¹⁰ describió un abordaje del seno maxilar por vía transalveolar mediante la utilización de un instrumental de osteotomos con diámetro progresivo que incrementaba la densidad del hueso maxilar por compactación y permitía la inserción de los implantes con una buena estabilidad primaria y la elevación de la membrana sinusal de una forma atraumática ¹¹⁻¹².

Se han descrito varios procedimientos clínicos (ej. osteotomos, balón, fresas con tope) para la técnica transalveolar o transcrestal que presenta algunas ventajas como una cirugía menos traumática o invasiva que la elevación lateral o directa del seno maxilar. La cirugía es más localizada con menos molestias postoperatorias que prácticamente no necesitan analgesia con fármacos. Además, se acorta el tiempo de espera del paciente ya que se realiza la cirugía e inserción de los implantes con biomateriales en una sola sesión operatoria y la carga funcional se puede realizar más precozmente que en la cirugía abierta del seno maxilar porque la estabilidad primaria de los implantes suele ser mayor ¹³⁻¹⁶.

La técnica MISE (Minimal Invasive Sinus Elevation) ha sido introducida para realizar la elevación sinusal transcrestal de forma segura y atraumática. Esta técnica se realiza mediante la utilización de un instrumental de fresado rotatorio y calibrado con diferentes longitudes para lograr una buena precisión del lecho implantario ¹⁷. Un estudio realizado con la inserción

de 20 implantes en 19 pacientes siguiendo la técnica MISE de cirugía transcrestal presentó un éxito del 95%, y una recuperación importante de la dimensión vertical media de 4,4 mm después de más de 2 años. Los pacientes fueron rehabilitados con coronas unitarias (94,4%) y puentes fijos (5,6%)¹⁸.

El objetivo del presente estudio era la valoración de los resultados clínicos del tratamiento con implantes dentales en el maxilar superior mediante la técnica de elevación transcrestal después de un seguimiento clínico de 3 años.

PACIENTES Y METODOS

El presente estudio fué realizado por profesores de las unidades docentes de Odontología Integrada de Adultos y del Máster de Implantología Oral de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla.

Previamente a la realización del estudio, aquellos pacientes que padecían enfermedades crónicas o toma de medicamentos que podían comprometer la oseointegración fueron excluidos del estudio. Los pacientes seleccionados eran adultos, de ambos sexos. Los pacientes autorizaron el tratamiento implantológico mediante un consentimiento informado. Antes del tratamiento, todos los pacientes fueron evaluados radiológicamente, con una ortopantomografía.

Todos los pacientes seleccionados en el estudio, con pérdidas dentales maxilares, fueron informados de la técnica quirúrgica de inserción de implantes mediante elevación indirecta o transalveolar del seno maxilar, así como del protocolo prostodóncico, temporalización y seguimiento, y de la posibilidad de la existencia de complicaciones y pérdida de implantes. Los criterios de éxito de los implantes fueron los recomendados por Albrektsson et al¹⁹.

CIRUGÍA. Todos los pacientes realizaron un tratamiento antibiótico preventivo con amoxicilina + ácido clavulánico durante una semana después de la inserción quirúrgica. En los casos de necesarios cuando se presentaron dolor o inflamación, se recomendó ibuprofeno. Todos los pacientes recibieron anestesia local.

Se realizó la técnica de elevación transalveolar del seno maxilar con el sistema M.I.S.E. (Maxillary Indirect Sinus Elevation) ® (Sweden-Martina, Pa-



Figura 1. Imagen clínica del paciente con pérdida del primer molar superior izquierdo.



Figura 2. Fresa del sistema MISE.

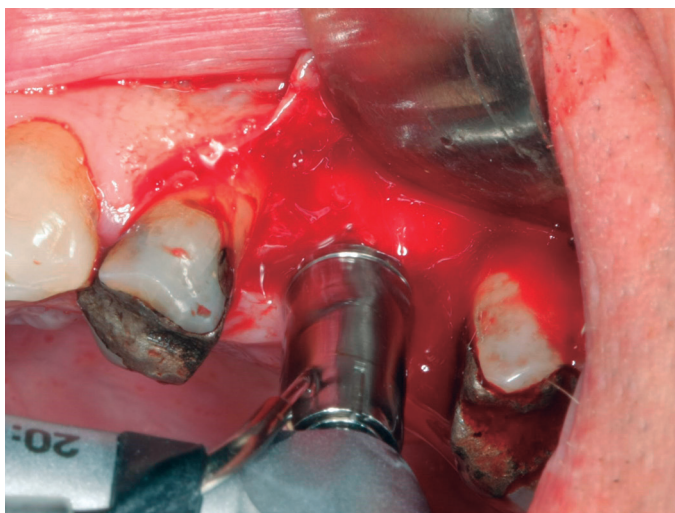


Figura 3. Fresado del lecho implantario subantral.



Figura 4. Colocación del biomaterial en el lecho implantario.

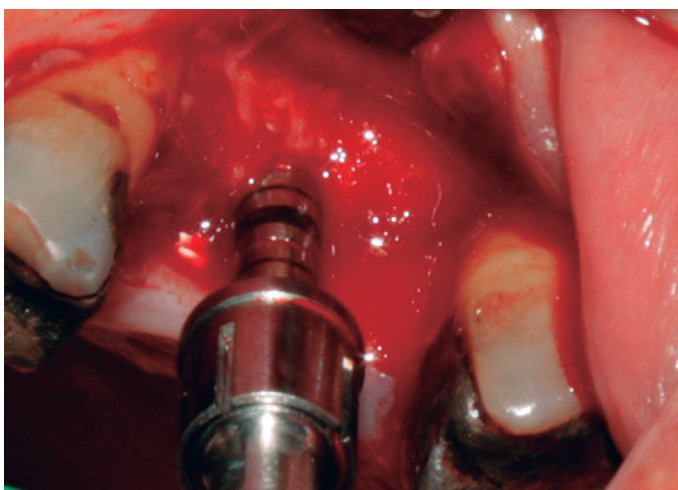


Figura 5. Condensación del biomaterial a través del lecho implantario.

dua, Italia) que consiste en un sistema de fresas y topes que permite elevar de forma atraumática y gradual el seno maxilar hasta una altura de ⁵⁻¹⁰ mm por encima de la situación inicial ¹⁸. La elevación es gradual y predecible (progresión de 1 mm por cada vez) preservando la membrana de Schneider, y permitiendo la introducción del material de relleno (Figuras 1-5).

Los implantes insertados fueron IPX® (Galimplant, Sarria, España), roscados de conexión interna hexagonal y con superficie tratada mediante arenado y grabado, y todos fueron estables después de la inserción (Figura 6). A todos los pacientes se les recomendó el enjuague diario con clorhexidina durante los primeros 30 días.

PROSTODONCIA. Se estableció un protocolo de carga convencional con la colocación de las correspon-

dientes prótesis fija a los 6 meses de la inserción de los implantes. El tiempo transcurrido de seguimiento clínico desde la carga funcional de los implantes ha sido al menos de 24 meses.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO. Se realizó una estadística descriptiva de los hallazgos clínicos del estudio, con referencia a las variables demográficas de los pacientes, la inserción, supervivencia y pérdida de los implantes así como de las restauraciones protodóncicas realizadas.

RESULTADOS

PACIENTES. El presente estudio incluía a 47 pacientes con pérdidas dentales maxilares posteriores, unitarias o parciales, de los cuales 18 eran hombres y 29 eran mujeres, con una edad media de 59,1 años (rango: 43-82 años).

17 pacientes (36,2%) padecían alguna enfermedad crónica especialmente hipertensión (19,1%), depresión (6,4%), y otras (diabetes, osteoporosis, accidente cerebrovascular, etc)

IMPLANTES. Se insertaron un total de 60 implantes en los correspondientes 47 pacientes. Con respecto al diámetro 59 implantes eran de 4 mm (98,3%) y 1 implante de 5 mm (1,7%). Con respecto a la longitud, fueron insertados 34 implantes de 10 mm (51,7%) y 26 implantes de 12 mm (43,3%).

28 implantes (46,7%) se insertaron en la localización de los primeros molares superiores, 20 implantes (33,3%) en las de los primeros premolares superiores y 12 implantes (20%) en la de los segundos premolares superiores. En la cirugía de inserción de 55 implantes (91,7%) se utilizaron biomateriales (ej. betafosfato tricálcico, hueso bovino mineralizado). La ganancia vertical media de hueso fué de 4,8 mm (2-6,5 mm). La tasa de supervivencia fue del 100%.

PRÓTESIS. Los 60 implantes fueron rehabilitados con las correspondientes prótesis definitivas, 42

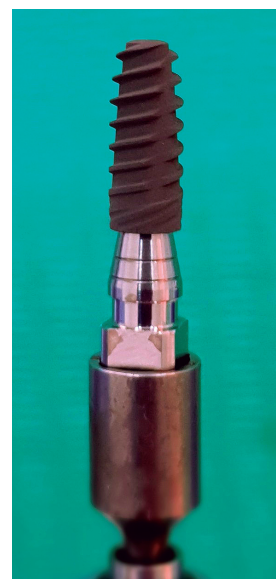


Figura 6. Implante IPX preparado para su inserción en el lecho implantario.

coronas y 9 puentes de dos piezas de cerámica. El seguimiento clínico medio ha sido de 37,6 meses (rango: 24-52 meses).

DISCUSIÓN

El presente estudio clínico presenta los hallazgos clínicos del tratamiento del maxilar posterior con implantes insertados mediante la técnica de elevación transcrestal del seno maxilar. Esta técnica quirúrgica implantológica ha tenido un gran desarrollo en los últimos años con la introducción de diferentes sistemas de instrumentación para facilitar al implantólogo su realización con unas expectativas importantes de éxito para el paciente¹¹⁻¹⁸.

En este sentido, los resultados clínicos del presente estudio demuestran una elevada tasa de éxito (100%) de los implantes insertados mediante la técnica MISE de elevación indirecta o transcrestal del seno maxilar, con una ganancia media de 4,8 mm, para un periodo de seguimiento medio superior a los 3 años. Durante el periodo completo de seguimiento clínico, ningún implante fracasó, por lo que la importancia clínica de este estudio prospectivo a 3 años es que la elevación sinusal transcrestal representa un método predecible y seguro para elevar el suelo del seno maxilar.

La técnica MISE (Minimal Invasive Sinus Elevation) se ha desarrollado como un método eficaz para realizar la elevación sinusal transcrestal¹⁷⁻¹⁸. Los excelentes resultados del presente estudio son confirmados por un estudio realizado con la inserción de 64 implantes siguiendo esta técnica presentando así mismo un éxito del 100%, y una dimensión vertical incrementada mantenida a los 18 meses. Los pacientes estaban muy satisfechos por la cirugía poco invasiva del protocolo clínico y no padecieron malestar o dolor en el área tratada²⁰.

Diversos materiales han sido utilizados en la cirugía del seno maxilar para la inserción de implantes, incluyendo el hueso autólogo del propio paciente, el hueso alógeno de cadáver, los xenoinjertos (ej. hueso bovino, hueso porcino) y los materiales aloplásticos (ej. hidroxipatita, betafosfato tricálcico). Su aplicación clínica puede ser sola o mixta con otros biomateriales o hueso del propio paciente⁶⁻⁸.

Los beneficios de la utilización de un sustituto óseo o biomaterial en la técnica de elevación del seno

maxilar transcrestal ha sido cuestionado en algunos estudios que indicando que no influye en el éxito del tratamiento²¹. Una revisión sistemática realizada sobre 19 estudios con 1822 pacientes y 3131 implantes demuestra que no había diferencias en las tasas de supervivencias de los resultados clínicos cuando se utilizaban biomateriales (1367 implantes, 97,3%) o no se utilizaban (1764 implantes, 97,9%)²¹.

Esta revisión sistemática, además, demostraba que la altura residual de hueso era más importante en la tasa de supervivencia de los implantes que el empleo de biomateriales²¹. En este sentido, cuando se utilizaron sustitutos óseos, la tasa global de supervivencia fue significativa de 87% y 96,2% para alturas residuales de <5 mm y de más de >5 mm, respectivamente. En los implantes que no se utilizaron biomateriales, la tasa global de supervivencia fue significativa de 94,2% y 97,2% para alturas residuales de <5 mm y de más de >5 mm, respectivamente. Es decir, independientemente de la utilización de un biomaterial o sustituto óseo, la mejor tasa de supervivencia se conseguía con una altura residual media de al menos 5 mm²¹.

Sin embargo, algunos ensayos clínicos controlados evalúan su eficacia en el mantenimiento a nivel apical del nuevo espacio obtenido por la elevación transcrestal²²⁻²³. De hecho, parece demostrarse que los profesionales prefieren la aplicación de sustitutos óseos cuando realizan técnicas de elevación sinusal transcrestal con osteotomías. La maduración ósea periapical alrededor del ápice de los implantes insertados en la elevación transcrestal demuestra una mayor formación de tejido óseo en aquellos casos elevados con biomateriales comparados con los casos intervenidos sin sustitutos óseos. Además, radiológicamente, la ganancia de hueso es más permanente en los casos tratados con biomateriales lo que apoya la noción de la necesidad de realizar la técnica transcrestal de elevación sinusal simultáneamente con la utilización de sustitutos óseos²³.

En el presente estudio se utilizó como sustituto óseo o material de relleno, el betafosfato tricálcico en más del 90% de los casos. Este sustituto óseo aloplástico ha sido muy utilizado en implantología oral, especialmente en la elevación del seno maxilar, demostrando importantes propiedades osteoconductoras lo que se corresponde con la obtención de un volumen total óseo aumentado por la reabsorción del material

y su sustitución por hueso neoformado ^{7,22}.

En el presente estudio, la altura remanente ósea media se incrementó en 4,8 mm, y la longitud media de los implantes insertados por vía transcrestal fué de 10,8 mm. Después de un periodo medio de seguimiento de 3 años, el estudio radiológico periapical ha demostrado la presencia de hueso neoformado alrededor de la porción de los implantes introducida dentro del seno maxilar. El protocolo quirúrgico incluía la colocación de un biomaterial en la mayoría de los casos para implementar la regeneración ósea a nivel intrasinal. Los biomateriales fueron mezclados con hueso del paciente obtenido del fresado. El material fué condensado cuidadosamente presionando sobre la parte inferior de la membrana de Schneider para crear un espacio que favoreciera el proceso de cicatrización con la aparición de las células madres mesenquimales precursoras de la formación de hueso ²⁴⁻²⁵.

Un aspecto importante de la elevación sinusal transcrestal para el éxito del tratamiento es conseguir una buena estabilidad del implante que asegure su oseointegración en una localización caracterizada por un déficit de la altura o volumen alveolar. Además, el maxilar posterior suele presentar un hueso de baja densidad que ofrece un reto quirúrgico para el profesional durante la cirugía con el objetivo de minimizar los posibles riesgos de fracasos de los implantes ²⁶.

En este sentido, un requisito importante para conseguir la estabilidad primaria del implante es su diseño macroscópico y la técnica de instrumentación y compactación con los osteotomos u otros dispositivos similares durante la realización de la elevación transcrestal sinusal. Los implantes deben tener una geometría macroscópica que permita el anclaje al hueso maxilar de forma permanente. Además, la superficie tratada del implante debe inducir una respuesta ósea rápida y favorable ²⁶. De hecho, los implantes roscados con espiras profundas y superficie arenada y grabada utilizados en el presente estudio confirman un elevado éxito clínico y biológico como han demostrado en otros protocolos similares de implantes postextracción y carga inmediata ²⁷.

Los cuidados postoperatorios son similares a los requeridos en la cirugía convencional de implantes. La experiencia clínica del implantólogo unida a la técnica atraumática asegura una baja preva-

lencia de molestias dolorosas y/o inflamatorias. El paciente debe seguir un programa básico de higiene oral (ej. clorhexidina) y debe cuidar la zona intervenida. Un tratamiento con antibióticos durante una semana previene cualquier complicación infecciosa y debe ser recomendado cuando se utilizan sustitutos óseos ¹².

En general, la técnica quirúrgica de elevación transcrestal del seno maxilar se caracteriza por la favorable repercusión clínica del paciente. El tiempo medio de realización de la técnica quirúrgica suele ser aproximadamente de 20 minutos. Teniendo en cuenta su carácter poco invasivo, la mayoría no presenta dolor y/o inflamación. Casi nunca aparece dolor o inflamación severa, por lo que la necesidad de tratamiento farmacológico es mínimo ²⁸.

La principal complicación de esta técnica de elevación transcrestal del seno maxilar es la perforación de la membrana de Schneider. La existencia de tabiques intrasinales puede incrementar esta complicación. Las pequeñas perforaciones pueden ser solucionadas con preparados de fibrina. En los casos de perforaciones mayores debe asumirse una cirugía lateral del seno maxilar con colocación de membranas ^{12,16}.

El presente estudio muestra un éxito a 3 años del 100% en el tratamiento con implantes mediante elevación transcrestal. Los diversos estudios muestran así mismo tasa elevadas de supervivencia y éxito de los implantes con esta técnica quirúrgica ^{13,18,21}. Un estudio similar a 3 años, con 252 implantes insertados en 181 pacientes demuestra una tasa de supervivencia del 97,4%²⁹. En los pacientes con un hueso residual superior a 5 mm, el éxito fue del 100%. Más del 90% de los pacientes estaban satisfechos con el tratamiento ²⁹.

Recientemente, un estudio evalúa las tasas de éxito y de fracasos de implantes insertados en elevaciones sinusales transcrestales a largo plazo ³⁰. Un total de 1344 implantes posteriormente restaurados con coronas unitarias fueron seguidos durante un periodo medio de 121,1 meses (rango: 60-229 meses) ³⁰. El éxito global acumulativo fue del 98,8%. 190 implantes de 6 mm de longitud, seguidos durante un periodo medio de 109,2 meses tuvieron una tasa de éxito del 97,5%. 11 implantes de 7 mm de longitud, seguidos durante un pe-

riodo medio de 218,5 meses tuvieron una tasa de éxito del 100%. 1094 implantes de 8 mm de longitud, seguidos durante un periodo medio de 112,3 meses tuvieron una tasa de éxito del 98,9%. 49 implantes de 9 mm de longitud, seguidos durante un periodo medio de 212,1 meses tuvieron una tasa de éxito del 100%³⁰.

CONCLUSIONES

El tratamiento mediante la elevación transcrestal del seno maxilar representa una técnica quirúrgica para la inserción de implantes en el maxilar posterior con una altura deficiente de hueso alveolar residual. La utilización del instrumental adecuado por el profesional con suficiente experiencia clínica puede conseguir unos resultados favorables para su posterior restauración protodóncica.

BIBLIOGRAFIA

1. Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. Part I. Lateral approach. *J Clin Periodontol* 2008; 35(suppl. 8): 216-40.
2. Jiménez A, Monsalve L, Ortiz I, España A, Segura JJ, Velasco E. La elevación del seno maxilar en el tratamiento con implantes dentales. Un estudio a 4 años. *Av Periodon Impl Oral* 2015; 27: 145-154.
3. Testori T, Wallace S. Surgical procedures. Lateral window approach. En: Testori T, del Fabbro M, Weinstein R, Wallace S. Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment. Londres: Quintessence. 2009. pag: 191-215.
4. Lorrio JM, Sierra L, Lorrio C, García I, Monsalve L, Gómez R. Cirugía compleja en el tratamiento con implantes del maxilar superior. *Av Odontoestomatol* 2017; 33: 213-220.
5. Tatum H, Jr. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am* 1986; 30:207-229.
6. Al-Nawas B, Schiegnitz E. Augmentation procedures using bone substitute materials or autogenous bone – a systematic review and meta-analysis. *Eur J Oral Impl* 2014; 7 (suppl. 2): 219-34.
7. Velasco E, Pato J, Garcia A, Medel R, López J. Estudio clínico e histológico del betafosfato tricálcico en la elevación del seno maxilar. *Av Perio Impl Oral* 2008; 20: 147-54.
8. Monsalve L, Pato J, Jiménez A, Segura JJ, Velasco E. La elevación del seno maxilar con hueso bovino mineralizado. *Rev Esp Odontoestomatol Impl* 2010; 18: 6-12.
9. Misch CE, Resnik RR, Misch-Dietsh F. Maxillary sinus anatomy, pathology and graft surgery. En: Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3ªed. San Luís: Elsevier Mosby. 2008. pag: 905-74.
10. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994; 15:152-162.
11. Tan WC, Lang NP, Zwahlen M, Pjetursson BE. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. Part II: Transalveolar technique. *J Clin Periodontol* 2008; 35 (Suppl. 8): 241-254.
12. Pjetursson BE, Lang NP. Sinus floor elevation utilizing the transalveolar approach. *Periodontology* 2000 2014; 66: 59-71.
13. Better H, Slavescu D, Barbu H, Cochran DL, Chaushu G. Minimally invasive sinus lift implant device: a multicenter safety and efficacy trial. Preliminary results. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014; 16: 520-6
14. Alsabbagh AY, Alsabbagh MM, Nahas BD, Rajih S. Comparison of three different methods of internal sinus lifting for elevation heights of 7 mm: an ex vivo study. *Int J Implant Dent* 2017; 3:40.
15. Tallarico M, Cochran DL, Xhanari E, Dellavia C, Canciani E, Mijiritsky E, Meloni SM. Crestal sinus lift using an implant with an internal L-shaped channel: a-year after loading results from a prospective cohort study. *Eur J Oral Implantol* 2017; 10:325-36.

16. Parthasaradhi T, Shivakumar B, Kumar TSS, Jain AR, Suganya P. An alternative maxillary sinus lift technique – sinu lift system. *J Clin Diag Res* 2015; 9:33-37.
17. Carusi G, Sisti A, Mottola MP, Matera G, Veruggio P, Gelmi L, Bailo A. Minimally invasive sinus elevation technique in implant treatment of the edentulous jawbone. *Dental Cadmos* 2009; 77: 31-40.
18. Matos N, Moreno J, Jiménez A, Ortiz I, Núñez E, España A, Velasco E. El tratamiento con implantes mediante la elevación transalveolar del seno maxilar. Técnica MISE (Maxillary Indirect Sinus Elevation). *Rev Odontoestomatol Impl* 2018; 22: 39-45.
19. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1:11-25.
20. Sisti A, Canullo L, Mottola MP, Iannello G. A case series on crestal sinus elevation with rotary instruments. *Eur J Oral Impl* 2011; 4:145-52.
21. Del Fabbro M, Corbella S, Weinstein T, Ceresoli V, Taschieri S. Implant survival rates after osteotome-mediated maxillary sinus augmentation: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14 (Suppl. 1):159-68.
22. Trombelli L, Franceschetti G, Stacchi C, Minenna L, Riccardi O, Di Raimondo R, Rizzi A, Farina R. Minimally invasive transcresal sinus floor elevation with deproteinized bovine bone or b-tricalciumphosphate: a multicenter, double-blind, randomized, controlled clinical trial. *J Clin Periodontol* 2014; 41: 311-9.
23. Pjetursson BE, Ignjatovic D, Matulienė G, Bragger U, Schmidlin K, Lang NP. Transalveolar maxillary sinus floor elevation using osteotomes with or without grafting material. Part II: radiographic tissue remodeling. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 677-683.
24. Trombelli L, Minenna P, Franceschetti G, Minenna L, Farina R. Transcresal sinus floor elevation with a minimally invasive technique. *J Periodontol* 2010; 81:158-166.
25. Lambert F, Leonard A, Drion P, Sourice S, Layrolle P, Rompen E. Influence of space-filling materials in subantral bone augmentation: Blood clot vs. autogenous bone chips vs. bovine hydroxyapatite. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: 538-545.
26. Anitua E, Piñas L, Alkhraisat MH. Early marginal bone stability of dental implants placed in a transalveolarly augmented maxillary sinus: a controlled retrospective study of surface modification with calcium ions. *Int J Impl Dent* 2017; 3:49.
27. Velasco-Ortega E, Wojtovicz E, España-Lopez A, Jiménez-Guerra A, Monsalve-Guil L, Ortiz-García I, Ferrera-Figallo MA. Survival and bone loss after immediate loading of implants in fresh extraction sockets (single gaps). A 4-year follow-up clinical prospective study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2018; 23:230-6.
28. Tallarico M, Meloni SM, Khanari E, Pisano M, Cochran DL. Minimally invasive sinus augmentation procedure using a dedicated hydraulic sinus lift implant device: a prospective case series study on clinical, radiologic, and patient-centered outcomes. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2017; 37: 125-35.
29. Pjetursson BE, Rast C, Bragger U, Schmidlin K, Zwahlen M, Lang NP. Maxillary sinus floor elevation using the (transalveolar) osteotome technique with or without grafting material. Part I: implant survival and patients' perception. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 667-676.
30. Fugazzotto PA. Success and failure rates of 1,344 6- to 9-mm-length rough-surface implants placed at the time of transalveolar sinus elevations, restored with single crowns, and followed for 60 to 229 months in function. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32:1359-63.

CORRESPONDENCIA:

Prof. Eugenio Velasco Ortega
 Facultad de Odontología
 C/ Avicena s/n 41009 Sevilla
 Email: evelasco@us.es
 Tfno: 954 481132