

**ESTUDIO PARA LA VALORACIÓN
DE LA INFLUENCIA DE
DIFERENTES SUPERFICIES Y
CAMBIOS MORFOLÓGICOS EN
IMPLANTES DENTALES
COLOCADOS EN CERDOS
MINIPIGS**

Ana M^a Menjívar Galán

**Tesis Doctoral
Facultad de Odontología**

**Universidad de Sevilla
Junio 2018**

DON JOSÉ VICENTE RÍOS SANTOS, Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Titular de Clínica Odontológica Integrada de Adultos del Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla y DON MARIANO HERRERO-CLIMENT, Doctor en medicina y Cirugía.

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado “ESTUDIO PARA LA VALORACIÓN DE LA INFLUENCIA DE DIFERENTES SUPERFICIES Y CAMBIOS MORFOLÓGICOS EN IMPLANTES DENTALES COLOCADOS EN CERDOS MINIPIGS”, desarrollado por D^a ANA M^a MENJÍVAR GALÁN como Tesis Doctoral, ha sido realizado bajo su dirección, estando conformes con su presentación al encontrarlo acorde a la normativa actual aprobada por la Universidad de Sevilla.

Y para que así conste, firman el presente documento en Sevilla a 6 de Junio de 2018

Fdo.: Prof. Ríos Santos

Fdo.: Prof. Herrero-Climent

AGRADECIMIENTOS:

A mis directores; D. Vicente Ríos y D. Mariano Herrero, a los que admiro tanto a nivel profesional como personal, por su dedicación y esfuerzo diario. Que además me han ayudado con sus trabajos e investigaciones, a realizar este trabajo y sin ellos no hubiera sido posible.

A Dña Ana Fernández Palacín por las múltiples horas que hemos pasado analizando estadística y siempre ha estado disponible.

A D. Javier Gil y D. Román Pérez Antoñazas por su dedicación desinteresada en cada momento que lo hemos necesitado.

A mi equipo del Máster de Periodoncia e Implantes, D. Pedro Bullón, a todos mis profesores y compañeros, donde he desarrollado la gran parte de mi investigación.

A mis padres que han estado apoyándome en este proyecto desde que lo inicié y que sin ellos nada de lo que soy hoy en día sería posible.

Y a ti que me aguantas día tras día, llueve o truene apoyándome aunque las cosas se pusieran difíciles e interminables, animándome y mimándome.

Gracias

A mis padres por su apoyo incondicional, su cariño y
su paciencia.

ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN.

1.1 Historia del diseño de los implantes.	2
1.2 Osteointegración.	4
1.3 Factores relacionados con la osteointegración.	7
1) Material del Implante	7
2) Superficie del implante	8
3) Diseño implante	10
4) Factores del Huésped	12
a. Cicatrización y cambios fisiológicos alvéolo	13
5) Técnica quirúrgica	15
1.4 Estabilidad primaria.	16
1.5 Condiciones de Carga.	17
1.6 Comportamiento tejido óseo frente a la presencia de cargas.	18
1.7 Métodos de evaluación de la estabilidad primaria.	20
1.8 Macrodiseño y microdiseño del implante.	24
1.9 Diseño y distribución de las cargas en los implantes.	26
1.10 Morfología implantes intraóseos. Macrodiseño	28
a) Tercio coronal.	
a.1) Morfología del módulo crestal.	
b) Tercio medio.	29
b.1) Forma del cuerpo del implante.	
b.2) Forma de la espira.	30
b.3) Osteointegración y Geometría de la espira.	31
b.4) Geometría de la espira	32

b.5) Estabilidad primaria y geometría de la espira	35
c) Tercio Apical.	37
c.1) Morfología del tercio apical.	
c.2) Implantes Autorroscantes	38
1.11 Diámetro y Longitud de los implantes.	40
1.12 Microdiseño del implante. Tratamiento Superficies de los Implantes relacionados con la osteointegración.	42
1.13 Aspectos de la calidad superficial	43
a) Superficies Lisas	47
b) Superficies Rugosas	49
b.1) Superficies de Adicción	50
b.1.1) Recubrimiento con proyección de plasma	
b.1.2) Recubrimiento con plasma y spray de titanio (TPS)	51
b.1.3) Recubrimiento con hidroxiapatita	52
b.1.4) Recubrimiento con plasma spray de Hidroxiapatita	53
b.2) Superficies de Sustracción	54
b.2.1) Tratamiento de superficie mediante ácidos	
b.2.2) Tratamiento de superficie mediante oxidación anódica	55
b.2.3) Tratamiento mediante arenado	56
b.2.4) Tratamiento mediante arenado y grabado ácido	58

c) Tratamiento de superficies bioactivas	59
c.1) Tratamiento arenado y grabado ácido activa	60
c.2) Tratamiento de Superficie mediante granallado de partículas de alúmina, inmersión alcalina y posterior tratamiento térmico	62
2.- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.	65
3.- MATERIAL Y MÉTODOS.	
3.1.- Material.	68
3.2.- Métodos.	71
3.2.1.- Cirugía del animal.	
3.2.2.- Procesamiento histológico y Análisis histomorfométrico.	75
3.2.3.- Método estadístico.	78
3.3.- Aspectos éticos y legales.	79
3.4.- Financiación.	
4.- RESULTADOS	
4.1.- Macrodiseño	82
4.2.- Microdiseño	84
5.- DISCUSIÓN.	91
6.- CONCLUSIONES.	98
7.- ANEXOS.	100
8.- BIBLOGRAFÍA.	106

1. INTRODUCCIÓN

1.1.-HISTORIA DEL DISEÑO DE LOS IMPLANTES

Desde tiempos muy remotos el hombre ha intentado sustituir los dientes perdidos, por otros elementos que restaurasen la función y estética.

Los implantes dentales endoóseos son dispositivos que se insertan en el hueso maxilar para reponer dientes naturales perdidos. Coronas o puentes se unen a los implantes una vez osteointegrados para restaurar la función masticatoria.

La aplicación de los implantes dentales como reconstrucciones protésicas se remonta al antiguo Egipto donde, conchas marinas fueron impactadas en el hueso maxilar para reemplazar la falta de dientes. Aunque se desconoce si estos sustitutos fueron colocados antes o después del fallecimiento, ya nos ilustra del deseo de crear sustitutos de dientes naturales que podrían ser anclados en hueso

Existen antecedentes similares en la cultura maya donde encontraron en Honduras la playa de los muertos una mandíbula con tres fragmentos de concha introducidos en los alveolos de los incisivos¹.

A pesar de todo, la evolución de la implantología ha sido de forma escalonada, con períodos de relativo olvido y apagado entusiasmo.

Los primeros implantes con éxito documentados fueron fabricados de metales nobles e intentaban recrear raíces naturales que luego pudieran ser anclados en prótesis transmucosas. Estos implantes tuvieron un éxito muy limitado, y animaron a crear nuevos diseños que aparentemente muchos no tenía ninguna similitud con el diente. Alrededor de 1937 surgieron dos escuelas clásicas. La Subperióstica del sueco Dahl y la Intraósea de Strock, aunque su verdadero precursor fue el italiano Formiggini².

Dahl no pudo desarrollar sus trabajos en Suecia por prohibición de las autoridades sanitarias (1943), Gerschkofer y Goldberg discípulos estado-unidenses suyos, publicaron, en 1948, sus resultados con implantes de Vitalium(aleación de cobalto, cromo y molibdeno)².

En la década de los 50, se trabajaba en Italia la Implantología yuxtaósea. Marzini abría, tomaba la impresión del hueso y luego, al mes, volvía a abrir y colocaba la infraestructura de Tantalio. Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral, inicialmente de Tantalio y luego de Vitalio, que tuvo muchos afiliados. En los primeros tiempos, también tuvo gran auge la Implantología, en Francia e Italia².

Los diseños de implantes más exitosos fueron en forma de grapa, subperióstico, y en lámina^{3,4,5}. No fue hasta los años sesenta del XX donde comienza la era científica de la implantología oral.

Fue Per-Ingvar Brånemark, profesor del Instituto de Biotecnología Aplicada de la Universidad de Göteborg, Suecia, quien utilizó un implante de titanio insertado en la tibia de un conejo para estudiar el flujo sanguíneo en la reparación ósea, y descubrió la extraordinaria biocompatibilidad del titanio y su resistente y fuerte unión al tejido óseo. Se determinó así, que el titanio era el mejor material para reemplazar artificialmente las raíces dentarias de las piezas ausentes⁶.

Los estudios de Brånemark sirvieron de base para la elaboración de un protocolo operativo para obtener osteointegración y del sistema de implantes Brånemark⁶.

A mediados de 1960 demostró el fenómeno de la osteointegración, como una oposición directa del hueso sobre la superficie de titanio, por el que un metal biocompatible podría ser integrado en el hueso vivo⁶.

1.2.- OSTEOINTEGRACIÓN

La osteointegración fue definida por Brånemark como una conexión directa estructural y funcional entre hueso vivo y la superficie del implante, debiendo ser estructural y funcional una vez sometido a carga. Es por tanto un fenómeno en el que intervienen la capacidad de cicatrización, reparación y remodelado de los distintos tejidos de la cavidad oral⁷.

La osteointegración puede ocurrir sólo si las células se adhieren a la superficie del biomaterial. En esta fase, la reorganización del citoesqueleto y el intercambio de información entre las células y la matriz extracelular en la interfase biomaterial- células ocurren generando un procedimiento específico de activación y remodelación tisular. Tanto la morfología y la rugosidad de la superficie del biomaterial tienen una influencia en la proliferación celular y la diferenciación, la síntesis de matriz extracelular e incluso la morfología celular⁷.

Según Davies existen tres fenómenos biológicos que confluyen en el proceso de osteointegración o secuencia de curación alrededor de un implante, serán osteoconducción, formación ósea y remodelado óseo.

Una vez efectuado el lecho e insertado el implante existe un defecto periimplantario a su alrededor. En la interfase hueso implante este espacio está ocupado por sangre, partículas de hueso fresco, hueso necrótico, hueso viejo y tejido conectivo. Además en esta interfase también encontramos otras sustancias producto de la respuesta inflamatoria aguda que provocan la emisión y activación de los factores de crecimiento que van a influir sobre la cicatrización inicial.

A partir de este momento se desencadenan los procesos biológicos que permitan la osteogénesis o formación de hueso nuevo hasta que se cubra la superficie del implante. Estos procesos biológicos se denominan osteogénesis a distancia y osteogénesis de contacto⁸.

La osteogénesis a distancia; el tejido óseo se produce desde la superficie ósea circundante, del lecho periimplantario. Es un crecimiento parecido al crecimiento por aposición, gracias a que las superficies óseas aportan células pluripotenciales indiferenciadas que pasarán a diferenciarse en células osteogénicas (osteoblastos), que a su vez secretarán matriz extracelular y factores reguladores locales.

Conforme la osteogénesis avanza se llegará a establecer el contacto de las células indiferenciadas potencialmente osteogénicas y la matriz extracelular con la superficie del implante quedada finalmente rodeada de hueso⁹.

En la osteogénesis de contacto, la formación ósea se produce desde la superficie del implante. Esta superficie debe ser colonizada por las células osteogénicas antes de que formen matriz extracelular, puesto que a partir de ese momento ya no podrán desplazarse.

Adsorción proteica, se lleva a cabo en el momento de la colocación de un implante dental este se moja con la sangre del paciente y sucesivamente las proteínas presentes se adsorberán en su superficie. El grado de capacidad de mojabilidad de la superficie implantaría juega un papel relevante en la adsorción de las proteínas sanguíneas, ya que ha sido demostrado que tanto un exceso de hidrofilia, contrariamente a lo que se pueda pensar, como de hidrofobia dificulta la adsorción proteica¹⁰.

Las proteínas (citoquinas) se pueden adsorber y quedarse en la superficie para que sirvan de señal para la migración de las células de la línea osteoblástica, que se encargarán de formar el nuevo hueso alrededor del implante y permitir su osteointegración.

A continuación, los neutrófilos y los macrófagos interrogan al implante y en función de la conformación, la orientación y el tipo de proteínas adsorbidas los macrófagos interaccionan con la superficie y segregan un cierto tipo y número de citoquinas (mensajeros biológicos moleculares) que pueden llevar al reclamo de la línea osteoblástica que produce formación ósea en directo contacto con la superficie del implante o de la línea fibroblástica que produce la encapsulación del biomaterial en tejido conectivo fibroso y el fracaso de la osteointegración.

La adsorción de proteínas ocurre de forma prácticamente instantánea inhibiendo así el contacto directo entre célula y biomaterial, en efecto, tras exponer la superficie al contacto con sangre el tiempo de adsorción es alrededor de 5 segundos¹¹.

Por lo tanto la formación de hueso tiene dos direcciones: desde la superficie del hueso circundante hacia el implante y desde la superficie del implante hacia el hueso circundante¹².

El desplazamiento de las células a lo largo de la superficie implantaría se denomina osteoconducción. Inicialmente el coágulo formado en el lecho implantario será reemplazado por tejido conectivo y células osteogénicas. En este momento, el tipo de superficie implantaría, juega un papel importante. Ya que las superficies rugosas

además de proporcionar una mayor área de contacto, tienen una mayor capacidad para retener mecánicamente la malla de fibrina del coágulo y cuando se produce su retracción, las fibras que lo componen tienen un anclaje de mayor calidad y más amplio para retenerlas que en el caso contrario de las superficies lisas, con lo que conseguiremos una matriz arquitectónica más sólida que permita una migración de las células osteogénicas que deben alcanzar la superficie.

A continuación la calcificación de la matriz extracelular dará lugar a la formación de hueso nuevo. Inicialmente la secreción de los osteoblastos no tiene colágeno, por lo que entran a formar parte dos proteínas colagénicas que son la osteopontina y sialoproteína ósea y algunas proteínas del suero. Estas proteínas contienen un dominio peptídico que permiten la adhesión y conexión de las células mesenquimales indiferenciadas. Sin ellas la adhesión de los osteoblastos a la superficie de un material sería muy escasa o nula. Las proteínas que contienen este dominio peptídico son reconocidas por las integrinas de las células a las que se adhieren fuertemente⁹.

Cuando un implante es colocado en un alvéolo, el espacio entre la periferia del implante y el hueso circundante se denomina “jumping distance”. Este término se refiere a la capacidad del hueso de reducir la distancia horizontal que existe y rellenar el espacio.

Boticelli y cols. En su estudio experimental con perros estudian lo que ocurre a la hora de colocar implantes colocados en lugares con defectos verticales. Creando en el grupo test un gap circunferencial de 1-1,25mm ancho y 5mm de profundidad, lateral al implante. Después de 4 meses de cicatrización, el gran defecto marginal había sido rellenado con formación de hueso nuevo. El grado de contacto hueso implante entre el grupo test entre el nuevo tejido formado y la superficie del implante fue bastante alto en todos las localizaciones del grupo test y los resultados obtenidos fueron similares al grupo control. Concluyen que un defecto marginal más ancho de 1mm puede cicatrizar con nuevo hueso y un alto grado de osteointegración¹³.

Albrektsson et al. destacan seis factores que son especialmente importantes para el establecimiento de una osteointegración fiable: material de implante, el diseño del implante, las condiciones de la superficie, el estado del hueso, la técnica quirúrgica y las condiciones de carga de los implantes.

1.3.- FACTORES RELACIONADOS CON LA OSTEOINTEGRACIÓN

1.3.1.- MATERIAL DEL IMPLANTE

Los implantes dentales deben reunir una serie de características fisicoquímicas en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química, rigidez y elasticidad, para favorecer la interacción ósea y permitir situaciones de carga funcional.

Leventhal fue el primero en usar titanio, basándose en un estudio experimental en ratas¹⁴. La clave en la osteointegración de Brånemark fue aplicarlo al área implantológica.

La característica principal del titanio es que permite que el hueso crezca alrededor de la superficie¹⁵. Siendo de gran relevancia en el proceso de diferenciación de osteoblastos y el tipo de respuesta ósea.

A comienzos de los años 30 se usaba cobalto y aceros inoxidable. En 1970 se crearon los implantes de carbono y silicio, con poco éxito por no ser totalmente biocompatibles. En 1967, Shanhaus describió los implantes cerámicos roscados. En este mismo período se usaron cerámicas como la alúmina, hidroxiapatita o fosfato tricálcico, también fracasaron por su baja resistencia¹⁵.

El material de elección hoy en día debe ser titanio comercialmente puro, en el que se encuentra menos del 25% de impurezas, o bien alguna aleación biocompatible que mejore las características físicas¹⁶. La aleación de titanio Ti6Al4V posee mejores características mecánicas que el titanio comercialmente puro. El titanio constituye el cuarto elemento más abundante de la tierra (después del aluminio, hierro y magnesio), tiene un peso molecular de 47,9 kDa y un número atómico de 22. Posee una excelente relación entre resistencia mecánica y densidad, a pesar de que su densidad es de 4,51 gr/cm³, su módulo de elasticidad es parecido al hueso humano¹⁷.

El titanio es una estructura cristalina que puede ser en hexágono con placas de martensita (fase α), suele ser el titanio comercialmente puro, o en cristales cúbicos (fase β). Cuando se calienta por encima de la temperatura de transformación aparece la fase β , mientras que si sufre un enfriamiento rápido hasta llegar a temperatura ambiente se forma la fase α . Las aleaciones con nitrógeno, oxígeno y carbono estabilizan la fase α y el vanadio la β .

Las aleaciones poseen una estructura cristalográfica del tipo “ alfa-beta” como es el caso de la aleación Ti6Al4V^{16,17,18}.

Existen cuatro tipos o grados de titanio según la clasificación propuesta por la American Society of Testing and Materials (ASTM), a mayor cantidad de impurezas mayor grado, el titanio grado 1 es el más puro y posee mejor histocompatibilidad pero es más frágil que el grado 4, es el que contiene más impurezas, menos compatible, y mayor valor de resistencia mecánica¹⁹.

1.3.2.- CALIDAD DE SUPERFICIE DEL IMPLANTE

Con el fin de mejorar las propiedades de la osteointegración y reducir el tiempo de cicatrización ósea, se busca modificar, principalmente, la rugosidad y topografía a través de tratamientos de superficie.

Las superficies rugosas han mostrado un mejor comportamiento que las lisas en la literatura, mostrando una mayor cantidad de hueso en contacto con el implante y la necesidad de un mayor esfuerzo en los test de torque de retirada^{20,21}.

Las superficies implantarias tienen un papel determinante en las primeras fases de la adhesión celular en cuanto sus características topográficas y físico-químicas son capaces de inhibir la adsorción de proteínas que facilitan la migración de células no deseadas que producen una fibrointegración del implante.

Estas superficies rugosas presentan una irregularidad microscópica, más o menos uniforme con independencia del diseño macroscópico del implante (tornillo, cilindro, cono...). Existe evidencia en la literatura que demuestra que las superficies rugosas, no sólo aumentan la superficie real que el implante ofrece al hueso vecino, si no que favorecen una osteointegración más rápida, con una mayor porcentaje de contacto hueso implante, y resultan en una unión más resistente a la ruptura por torsión o torque^{22,23,24}.

Cuando la rugosidad del implante se consigue añadiendo partículas a un núcleo de titanio, hablamos de superficies rugosas por adicción. Si, por el contrario, la rugosidad se consigue creando oquedades mediante métodos físicos o químicos, eliminando parte del núcleo del implante, hablamos de rugosidad por sustracción²⁴.

Las superficies de sustracción proporcionan un incremento significativo del contacto hueso-implante y muestran un mejor comportamiento que las superficies maquinadas. Logran una aposición ósea más rápida, con mayor cantidad de hueso en contacto con el implante y mayor resistencia a las fuerzas de torque^{25,26}.

Recientemente se han desarrollado nuevas superficies modificadas químicamente que consiguen un mayor contacto hueso implante en el periodo crítico que va de la 2^a a la 4^a semana tras la inserción de los implantes, mejorando por tanto la estabilidad durante ese periodo y favoreciendo los protocolos de carga inmediata²⁷.

En las superficies rugosas por sustracción, también conocidas como superficies cóncavas, la irregularidad se consigue creando oquedades en el núcleo del implante. Presentan como la característica principal es la presencia de rugosidad en su superficie sin material añadido, lo que elimina el riesgo de desprendimiento accidental de la cubierta, y una segunda es la existencia de un solo material en la composición del implante.

Propiedades como la topografía, composición química, humectabilidad, o textura influyen de manera directa en determinados procesos como la adsorción proteica, la adhesión, diferenciación y proliferación celular, todos ellos relacionados íntimamente con la interacción del implante y el hueso circundante, ayudando a conseguir una mejor respuesta celular, que afectará de manera directa al crecimiento y la calidad del hueso formado.

Las características que presenten las superficies de los implantes, influirán además de en la diferenciación osteoblástica y la mineralización ósea, en la estabilidad primaria que presentan tras su inserción.

1.3.3.- DISEÑO DEL IMPLANTE

Otro de los factores de Abrektsson para conseguir una óptima osteointegración, es el diseño macroscópico y dimensional del implante.

La morfología macroscópica debe ser tal que permita una distribución uniforme de la carga funcional y ofrezca una estabilidad una vez instalado el implante.

Para clasificar la morfología básica de los implantes dentarios nos basamos en un clasificación propuesta por English y cols.¹⁷, donde tenemos;

- **Implantes Subperiósticos:** Diseñados en 1940, son estructuras moldeadas y hechas a medida que se alojan debajo del mucoperiostio que pueden presentar una morfología de arco completo, para aquellos casos de edentulismo total , o ser unilaterales para edentulismos parciales, que se adaptan a una situación de reabsorción ósea extrema .

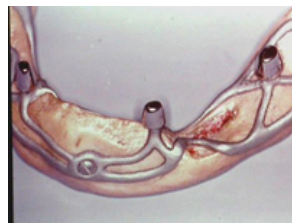


Fig 1. Implante subperióstico²⁹.

- **Implantes Transóseos:** diseñados sobre 1930, sólo se pueden colocar en la parte frontal de la mandíbula inferior, atraviesan por completo el mucoperiostio y el hueso mandibular. Presentan una variante con tres o cuatro postes donde puede retenerse una prótesis fija o una sobredentadura.

Ideado para casos de reabsorción mandibular severa, mandíbulas irradiadas, injertos óseos, pseudofracturas y otros casos de mal pronóstico^{17,28}.

- **Implantes Endoóseos:** donde encontramos distintos tipos:
 - o **Marco de rama:** diseñado en la década de los 60, y utilizados como apoyo posterior para prótesis parciales fijas mandibulares cuando existe una insuficiente anchura y altura ósea en el cuerpo de la mandíbula.

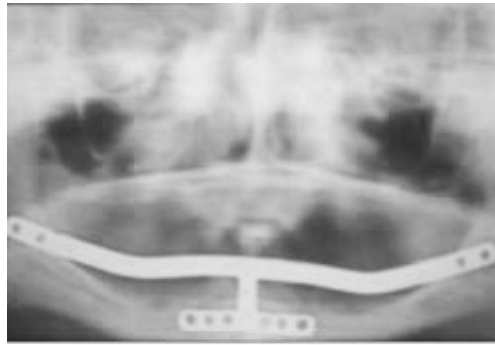


Fig 2. Implante en rama mandibular ²⁹.

- **Concepto de poste:** diseñado en los años cincuenta para ser utilizado como un estabilizador trasendodóntico.
- **Concepto de disco:** en los años setenta, Deben ser colocados con una osteotomía especial.
- **Concepto de lámina:** es diseñado a finales de los sesenta por Linkow³⁰, en las que encontramos muchas variaciones (de una o dos etapas quirúrgicas, para un diente único, cabeza única o doble, para maxilar o mandíbula).

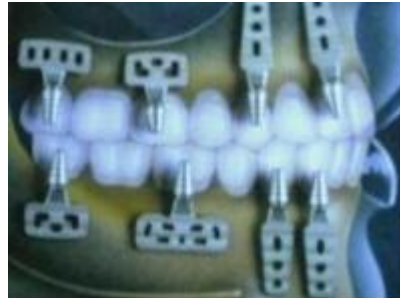


Fig 3. Implante en lámina con perforaciones ²⁹.

- **Concepto de raíz:** Es el más utilizado en la actualidad³¹.

La aplicación de la teoría de la osteointegración sobre los implantes dentales redujo la dependencia de “mechanical interlocking” enclavamiento mecánico y permitió el desarrollo de un sistema de implantes más versátiles en los diseños de implantes endoóseos.

Este apartado será desarrollado con más profundidad más adelante a la hora de describir la estructura macroscópica del implante.

1.3.4.- FACTORES DEL HUÉSPED.

Calidad y disponibilidad ósea: tanto en sus dimensiones (altura y anchura) como en su calidad deben ser suficientes para que el implante pueda ejercer su función de soporte. La cantidad ósea influye en garantizar una larga vida de función del implante, en cuanto a la calidad condiciona el porcentaje de superficie de contacto a corto plazo.

El hueso presenta distinto comportamiento según se trate de hueso cortical o compacto o hueso esponjoso o medular. El hueso cortical es menos activo metabólicamente que el esponjoso, se trata de un hueso laminar que por su conformación microscópica es denso y duro.

El hueso esponjoso, está formado por trabéculas óseas, es cavernoso, mucho menos denso y de menor consistencia que el cortical.

La clasificación para valorar de qué hueso de soporte disponemos la encontramos en la clasificación de Lekholm y Zarb³².

- **Hueso tipo I:** Formada por un hueso compacto homogéneo especialmente en la región anterior mandibular.
- **Hueso tipo II:** Gruesa capa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular.
- **Hueso tipo III:** Delgada capa de hueso cortical alrededor de hueso denso trabecular de resistencia favorable.
- **Hueso tipo IV:** Delgada capa de hueso cortical alrededor de un núcleo de hueso esponjoso de baja densidad, especialmente en el área posterior del maxilar superior.

Cicatrización de la herida: las enfermedades metabólicas que directamente afectan al metabolismo del hueso; la osteoporosis/osteopenia, la diabetes y el hiperparatiroidismo pueden influir significativamente en la cicatrización³³. Otros factores como el hábito tabáquico o la radioterapia también afectan a la cicatrización de las heridas. De hecho el tabaco parece ser un factor de riesgo para el tratamiento con implantes y los procedimientos de aumento óseo³⁴.

1.3.4.a) CICATRIZACIÓN Y CAMBIOS FISIOLÓGICOS EN EL ALVÉOLO

Desde un punto de vista biológico la formación de hueso, en la colocación de un implante es similar al proceso de cicatrización a la hora de una extracción dental. Según Cardaropoli³⁵, en su modelo experimental animal estableció diferentes fases de cicatrización.

En el día 1: se forma el coágulo de sangre gracias a las plaquetas, haciendo que cese la hemorragia. Se liberan los factores de crecimiento (PDGF, TNF α , TGF α , TGF β , FGF, EGF) que estimulan la reparación de la herida quirúrgica reclamando las líneas celulares. Así se induce la migración celular y su proliferación.

Día 3: Limpieza de la herida; Los neutrófilos y macrófagos destruyen las bacterias y los tejidos dañados. Los macrófagos liberan factores de crecimiento y citosinas que influyen en la diferenciación de las células mesenquimales. A través de este proceso de fagocitosis, simultáneamente el coágulo se destruye por fibrinólisis para dejar espacio a los nuevos vasos sanguíneos.

Día 7: Formación de Tejido. Los fibroblastos forman tejido granulación reemplazando el coágulo, ocupando el espacio entre el implante y el hueso.

Se caracteriza este tejido por presentar células mesenquimales indiferenciadas alrededor de estructuras vasculares en un entramado simil-fibrina. La preparación del lecho quirúrgico, por el mismo trauma tisular que libera citoquinas específicas (BMP2, BMP4), induce la diferenciación de las células mesenquimales de la médula ósea y perivasculares en pre-osteoblastos y seguidamente osteoblastos maduros.

Día 14: Formación de Hueso reticular; Los fibroblastos liberan nuevos factores de crecimiento, prolifera y depositan una matriz. Formándose un tejido conectivo provisional que comienza a transformarse en tejido óseo, hueso inmaduro, gracias a la diferenciación de células osteoprogenitoras en osteoblastos que segregan tejido osteoide. Este hueso inmaduro se caracteriza por una rápida deposición a la largo de los vasos, una matriz de colágeno mal organizada, muchos osteoblastos atrapados en ella y con poca capacidad para soportar cargas.

Día 30: Inicio del remodelado óseo; El alveolo está casi todo relleno de hueso inmaduro. Comienza el modelado y remodelado óseo, observándose una intensa actividad osteoclástica.

Día 60: Inicio de formación de hueso maduro; lentamente el hueso inmaduro va siendo sustituido por hueso laminar y médula ósea. Esto se debe al modelado y remodelado óseo que dura algunos meses hasta que todo el hueso primario es sustituido por hueso laminar. Este hueso maduro se caracteriza por presentar osteocitos ordenados e interconectados y es mucho más resistente a las cargas.

Día 90,120 y 180: Continúa la sustitución por hueso laminar; El hueso inmaduro sigue siendo sustituido por hueso laminar, gracias al modelado y remodelado óseo que dura algunos meses hasta que es sustituido por completo. A los 180 días, existe un 15 % de hueso mineralizado y un 85 % de médula ósea. Por tanto, la secuencia empieza por la matriz de tejido conectivo, seguida de la formación de hueso reticular, hueso cortical y, finalmente, médula ósea.

La interacción entre las células y proteínas es realizada mediante receptores celulares denominados integrinas.

Las interacciones entre las integrinas y las proteínas se hacen de mediante el reconocimiento de una secuencia de aminoácidos determinada dentro de la proteína, por parte de la integrina. Esto es el caso de la secuencia RGD de aminoácidos (Arg-Gly-Asp), que se encuentra en las proteínas adhesivas, como la fibronectina. La interacción entre una integrina y una proteína determina la regulación de muchas funciones celulares, tales como la adhesión. Ramaglia y cols. demuestran como los osteoblastos varían la expresión de integrinas según la composición química y el nivel de rugosidad superficial del implante, donde la superficie arenada con óxido de Alúmina y grabada con ácido mostraba una mayor expresión frente a la superficie lisa³⁶.

Chen diferencia en su estudio cambios internos y externos del alveolo post-extracción. En los cambios externos, se produce reabsorción horizontal del alveolo de 5–7 mm en los 6–12 primeros meses (50 % de la anchura inicial). En los cambios internos, hay una reducción de 3–4 mm o del 50 % de la altura inicial a los seis meses. También se produce una reducción de 4–5 mm de anchura original durante los primeros seis meses³⁷.

Calidad de los tejidos blandos periimplantarios; es recomendable que exista mucosa queratinizada alrededor del cuello del implante, ya que ésta favorece el sellado biológico periimplantario y facilita la higiene bucal. Por otro lado, la calidad de los tejidos blandos influye en el resultado estético de la restauración protésica.

1.3.5.- TÉCNICA QUIRÚRGICA

Siempre debemos llevar a cabo una técnica quirúrgica atraumática; donde debemos controlar la temperatura que alcanza el hueso durante el fresado que no debe exceder de 47° durante 1 minuto, evitando un sobrecalentamiento, para no producir necrosis ósea. Para ello hay que fresar a una velocidad adecuada con abundante irrigación. De especial relevancia también las condiciones de asepsia durante la cirugía para la colocación del implante.

La adecuada selección del implante y el procedimiento de inserción determinan buena parte de las características de estabilidad y anclaje del hueso circundante y por lo tanto, la osteointegración ^{38,39}.

1.4 ESTABILIDAD PRIMARIA

El factor más importante para lograr éxito en la terapia de implantes, es la estabilidad del mismo al ser sometido a carga⁷.

La estabilidad primaria viene determinada inicialmente por la densidad ósea, estructura trabecular del hueso, la técnica quirúrgica, el número y diseño de los implantes utilizados y su distribución en la arcada dentaria⁴⁰.

Numerosas investigaciones han comprobado que cuando un implante queda estable tras su inserción en el lecho quirúrgico, durante el período de cicatrización se formará hueso nuevo en la interfase, y la mayor parte de la superficie del implante llegará a estar en contacto directo con hueso vivo. La consecución de este proceso biológico va a depender, de la estabilidad primaria en el momento de la inserción y de la ausencia de micro-movimientos durante el período de cicatrización^{41,42}.

Los estudios demuestran que los micro-movimientos por encima de 150 micrómetros son excesivos y por debajo de 50 micrómetros son tolerables⁴³.

Lioubavina-hack⁴⁴, indica que la estabilidad primaria es un prerequisite para conseguir la osteointegración, y que la inestabilidad de los implantes da como resultado la encapsulación fibrosa, confirmando así las observaciones clínicas de estudios previos.

La estabilidad secundaria o biológica se proporciona por la osteointegración y requiere un contacto directo entre implante y el hueso sin la interposición de tejido conectivo. La estabilidad global disminuye en las primeras semanas como consecuencia a la reabsorción del hueso inicialmente en contacto con el implante y por otro lado a una neo-formación ósea lenta y que no consigue conferir una rigidez a la unión hueso-implante

A partir de la segunda y cuarta semana, como hemos comentado empezará a disminuir la estabilidad primaria y empezará a aumentar la estabilidad secundaria.

El comportamiento biológico de la superficie del implante en este periodo de tiempo adquiere una gran relevancia, siendo como objetivo de una superficie ideal el aumentar la estabilidad primaria durante la fase crítica de la osteointegración.

El desarrollo de las nuevas superficies periimplantarias bioactivas tienen el objetivo de acelerar la llegada de los osteoblastos y proteínas y conseguir una osteointegración más rápida.

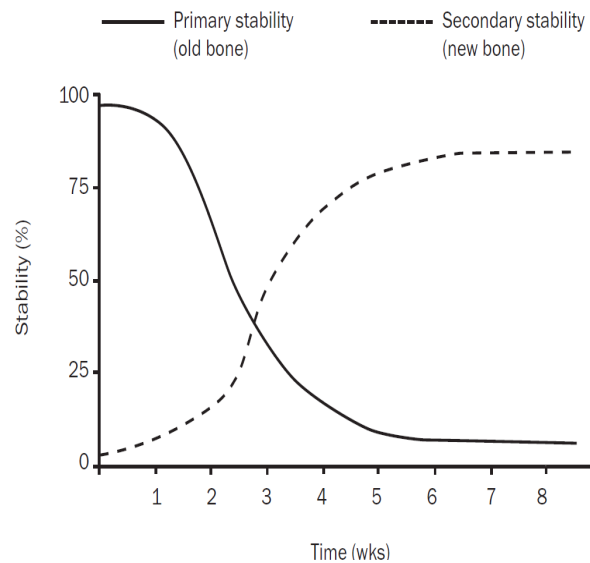


Fig.4 Gráfica representación de la estabilidad primaria y secundaria⁴⁵.

1.5.-CONDICIONES DE CARGA

El término de carga funcional se aplica cuando realizamos la rehabilitación protésica y los implantes son cargados funcionalmente.

Tenemos diferentes tipos de carga;

La **carga inmediata** ha sido definida a lo largo de esta última década de diferentes maneras, en función de las distintas reuniones de expertos donde se pretendía llegar a un consenso.

Así Aparicio y cols.⁴⁶ en un congreso en Barcelona en el 2002 considera carga inmediata cuando la prótesis se coloca el mismo día que el implante. Cochran y cols. en 2004⁴⁷ la consideran si la prótesis se coloca entre las 48 horas tras la inserción del implante (en una revisión reciente la consideran si se rehabilita con o sin carga durante la primera semana del implante insertado). Nkenke y Fenner⁴⁸ en 2006 hablan de carga inmediata cuando la prótesis se coloca durante las siguientes 72 horas a la inserción del implante. En 2013, Esposito⁴⁹ definió carga inmediata como un implante en funcionamiento dentro de la primera semana después de su colocación.

La **carga temprana** también ha sufrido diversas definiciones a lo largo de los últimos años; Actualmente se considera carga temprana a la puesta en función de la

prótesis implantosoportada con la arcada antagonista, al menos 48 horas después y hasta los tres meses posteriores de haber colocado el implante.

En la **carga convencional** parece haber consenso en considerarla cuando la prótesis se coloca entre los 2 y 6 meses tras la colocación de los implantes, dependiendo si se trata de maxilar o mandíbula y de la calidad ósea donde se encuentren alojados.

A los efectos de la revisión de la literatura, para el Consenso ITI de 2008 (Weber y cols. 2009)⁴⁵, se utilizaron las definiciones del Consenso ITI de 2003 (Cochran y cols. 2004)⁴⁷.

1.6.- COMPORTAMIENTO TEJIDO ÓSEO ANTE PRESENCIA DE CARGAS

Los micromovimientos del implante durante el periodo de cicatrización, inducen en la interfase hueso-implante, la diferenciación de células mesenquimáticas en fibroblastos en lugar de osteoblastos, lo que origina una encapsulación fibrosa del implante: fibrointegración^{50,51}, y el consiguiente fracaso del mismo.

Para reducir estos riesgos, se recomendó mantener los implantes libre de carga durante el periodo de cicatrización, es decir, de tres a cuatro meses en mandíbula y de seis a ocho meses en el maxilar.

Esta afirmación coincide con los resultados obtenidos por numerosos autores, quienes estudiaron la evolución de miles de implantes, cargados de forma diferida 3 a 4 meses en la mandíbula y después de 5 a 6 meses en el maxilar superior, en dos fases quirúrgicas. Los resultados obtenidos relevaron un índice de supervivencia y éxito, en seguimientos de hasta 10 años, por encima del 90%⁵².

Hoy en día numerosos estudios nos demuestran como la carga inmediata no sólo no interfiere con la normal osteointegración de los implantes, sino que algunos estudios llegan incluso a concluir que la función inmediata en condiciones adecuadas puede tener la capacidad de aumentar la osificación del hueso alveolar alrededor de los implantes, obteniéndose así una osteointegración más favorable⁵³.

De la literatura se desprende que el requisito fundamental para el éxito de la carga inmediata es el control del nivel de micromovimientos que ocurren en la interfase hueso-implante durante el periodo cicatrización, es decir, el grado de deformación

(strain) que sufre el tejido óseo periimplantario al ser sometido a función. Así, existiría un umbral por encima del cual los micromovimientos serían perjudiciales, de manera que de superarse dicho umbral, ocurriría la encapsulación por tejido fibroso de la interfase, daño a nivel microscópico y pérdida ósea crestral⁵⁴.

Sin embargo, si el nivel de micromovimientos está por debajo de dicho umbral, en estos casos la carga inmediata podría aumentar la cantidad de hueso en la interfase hueso implante, lo cual implicaría que la remodelación ósea está influenciada por la deformación (strain) que tiene lugar en el micro medioambiente óseo del implante, es el denominado concepto de carga fisiológica⁵⁵.

Varios estudios han tratado de encontrar el nivel óptimo de micromovimientos; así, Cameron⁵⁶, encontraba que movimientos de aproximadamente 200 μm conducían a la fibrosis de la interfase, en vez de inducir crecimiento óseo. Soballe y cols.⁵⁷ observaron cómo el nivel del umbral de micromovimientos no perjudiciales se situó entre 50 y 150 μm para implantes con superficies bioinertes rugosas.

La estabilidad primaria parece ser el determinante principal en la carga inmediata al limitarse los micromovimientos en la interfase favoreciendo la osteointegración. Todos los estudios concluyen que la falta de estabilidad es un criterio de exclusión en carga inmediata, siendo aconsejable esperar un tiempo de cicatrización antes de cargarlo⁵⁸.

Degidi y Piatelli 2005 obtuvieron un 100% de éxito en implantes insertados con un torque mayor de 40N cm y donde las prótesis provisionales fueron colocadas dentro de las 72h después de la colocación del implante. Existen muchos estudios en la literatura donde los resultados de cargar implantes inmediatos es similar a cargar los implantes después de la osteointegración, y son atribuidos al poseer una alta estabilidad primaria a la hora de cargarlos de forma inmediata⁵⁹.

1.7.- MÉTODOS DE EVALUACIÓN ESTABILIDAD PRIMARIA

Los métodos de análisis de frecuencia de resonancia se convierten en una herramienta eficaz para el diagnóstico y predictibilidad del tratamiento.

El aparato Periotest (Siemens Medical Systems Inc, Charlotte, Nc) es un instrumento diseñado por los alemanes Schulte y cols. en 1983 con el objetivo de medir la movilidad dental⁶⁰. Su aplicación en el campo de la periodoncia no fue la esperada y se han buscado otras utilidades en el campo de la implantología como la evaluación del grado de osteointegración de un implante.

Proporciona una medida cuantitativa del amortiguado del ligamento periodontal que rodea al diente, y de forma indirecta su movilidad⁶¹.

Está formado por una punta metálica de 8 gramos que se desplaza con movimientos de vaivén a una velocidad determinada por un electroimán. El contacto entre el dispositivo y el diente se registra a través de un medidor de aceleración que cuantifica la duración; durante la medición el implante es golpeado 16 veces (4 veces por segundo). El dispositivo disminuye la velocidad e indica de forma directa, acústica y ópticamente la capacidad de amortiguación del periodonto y de forma indirecta la movilidad. Esta medida indirecta es establecida por el software del sistema que establece una relación entre el contacto y la movilidad presente.

Se ha establecido una escala de medición propia para este sistema que es en unidades periotest values (PTV o VPT). El registro obtenido esta en esta escala. Va desde -8 a +50, siendo 8 el valor mínimo, determinando una baja movilidad o un contacto con una superficie dura y 50 el valor máximo, que es una alta movilidad o contacto con una superficie blanda.⁶² De forma general, los VPT para implantes osteointegrados van de -6 a +3, o bien de +5 o menor para otros autores y para no integrados de +11 a +50⁶³.

Para registrar los VPT la medición se efectuará en todos los casos con el paciente sentado (posición estándar), sujetando la pieza de mano del modo más horizontal posible (+/-15°) y en ángulo recto con el centro del diente o implante siempre con la misma incidencia de percusión y sin existir contacto entre los dientes del maxilar superior e inferior⁴⁰. El operador aplica la punta del instrumento Periotest de modo perpendicular al eje longitudinal del implante, manteniendo el instrumento paralelo al suelo; una desviación del ángulo recto puede dar lugar a un valor menor (-1) siendo la desviación máxima del ángulo de incidencia de 45° respecto de la incidencia ortoradial

y produciéndose una señal acústica de aviso si esta desviación de la posición horizontal de la pieza de mano es demasiado grande⁶³. Durante la medición, la vaina de la pieza de mano no debe tocar el implante, manteniendo con él una distancia de 0,5 a 2,5 mm.

Una de las desventajas que presenta este sistema es que al medir la movilidad del diente, la posición de la sonda horizontal realiza una medida con una fuerza de impacto de la barra, por lo que su uso está contraindicado en periodontitis apical aguda y traumas agudos como pueden ser luxaciones, fracturas de raíces, etc. La gran desventaja en la aplicación implantológica es su limitado uso en cuanto a la cantidad de reabsorción ósea alrededor de un implante. De hecho hay estudios que demuestran que la relación de pérdida ósea evaluada mediante radiografías no establece relación con las medidas obtenidas con el sistema Periotest. Están descritas variables que pueden modificar el VPT de un implante, lo que hace que se trate de un método sensible a la técnica y que necesite de un protocolo estandarizado que permita interpretar los VPT de un modo fiable⁶⁴.

El sistema de análisis de frecuencia de resonancia, sistema Osstell (Integration Diagnostics Ltd, Sävedalen, Suecia), desarrollado por Meredith en 1994, es un método no invasivo de valoración de la estabilidad de los implantes o de la interfase implante-hueso. La estabilidad del implante puede ser estudiada in vivo cuantificando la frecuencia de la vibración provocada por un pequeño transductor unido a dicho implante⁶⁴.

La frecuencia de resonancia de un sistema empleado en implantes dentales endoóseos, consiste en aplicar una señal sinusoidal de una determinada frecuencia, produciendo la vibración del implante en su lecho óseo, de tal forma que a medida que aumentamos la frecuencia aumenta su vibración, hasta alcanzar un punto en el que no sólo deja de aumentar sino que la vibración comienza a disminuir. Este punto de respuesta máximo sería su frecuencia de resonancia.

El sistema consta de un sensor colocado en la parte superior del implante (Smartpeg), el cual producirá una vibración promovido por impulsos magnéticos.

El transductor lo atornilla de forma manual el operador a los implantes mediante un pilar transmucoso de dimensiones estandarizadas, realizando una fuerza de apretamiento de 10N aproximadamente⁶⁴. Contiene dos elementos piezoeléctricos. Al excitar uno de estos elementos piezoeléctricos mediante una onda sinusoidal generada por un analizador de frecuencia, el transductor vibra.

La respuesta del transductor puede ser direccional y variar con su orientación, pero los cambios se detectan más claramente con medidas realizadas perpendicularmente⁶⁵. La respuesta es medida por el segundo elemento piezoeléctrico y el aparato traduce la frecuencia de vibración del implante en un valor ISQ que es el cociente de estabilidad del implante. Este valor ISQ está dentro de una escala de 0 a 100, siendo cien el valor máximo de estabilidad^{64,65}.

Hoy en día utilizamos el Osstell ISQ. Para realizar la medición es necesario enroscar un dispositivo denominado Smartpeg que es una barra de metal que se fija al implante. Es un elemento pequeño, preciso, fácil de montar y que requiere un espacio mínimo en la boca del paciente. La parte más superior del Smartpeg recibe los impulsos magnéticos desde el dispositivo portátil, haciendo vibrar la barra en dos direcciones casi perpendiculares y se mueve en sentido a la resonancia más alta y en la otra dirección hacia la frecuencia más baja. La cabeza del Smartpeg está imantada. El dispositivo Smartpeg existe para multitud de casas de implantes, son universales. Se deben usar solo una vez (algunos autores permiten hasta cinco usos en el mismo paciente) y no son esterilizables.

Este sistema consiste en pulsos magnéticos que activan al Smartpeg que está sujeto al implante, a continuación el Osstell mide esa frecuencia de vibración que resuena del Smartpeg y nos da un valor en la escala ISQ que aparece reflejado en la pantalla en números grandes. Se atornilla de forma manual con el instrumento plástico que suministra la compañía con un torque aproximado de 4 ó 5 N. Los Smartpeg han sido calibrados para que todos ellos presenten valores comparables para el mismo grado de estabilidad, incluso en mediciones de diferentes sistemas de implantes.

La medición debe repetirse en un ángulo de 90° diferente. Normalmente encontramos el mismo valor ISQ en todas las direcciones, ya que alrededor del implante encontramos la misma interfaz hueso-implante. Aunque en ocasiones el hueso alrededor del implante varía, lo que causa diferente estabilidad en diferentes direcciones del implante.

Desde el punto de vista de la evolución cronológica de los valores ISQ de un implante, debemos considerar que la estabilidad por lo general no permanece constante después de la colocación del implante. Normalmente con una alta estabilidad inicial (valores ISQ 70 o superiores) no tiende a aumentar, incluso si la estabilidad mecánica (PRIMARIA) se redujera pasaría a ser sustituida por una estabilidad biológica

(SECUNDARIA) desarrollada. Durante la osteointegración, se produce remodelación en el hueso que aumenta la estabilidad inicial a expensas de la estabilidad mecánica.

Cuando se obtienen valores ISQ por debajo de 55 debemos tomarlo como una señal de alerta y aplicar medidas que mejoren la estabilidad (aumentar el tiempo de cicatrización, diámetros de implante mayor...) ⁶⁶.

Si el valor inicial de ISQ es alto, a medida que se produce la osteointegración los valores ISQ disminuirán ligeramente. Si el descenso de los valores ISQ es brusco debemos tomarlo como una señal de advertencia ⁶⁷.

También ocurre con los valores más bajos, pasado el periodo crítico los valores de frecuencia suelen aumentar, si esto no ocurriese consideraríamos la colocación del implante un fracaso.

El sistema Ostell ISQ nos aporta numerosas ventajas como que es un procedimiento no invasivo, comodidad de uso para el clínico, rapidez y fácil manejo, es intuitivo y obtenemos resultados en pocos segundos; así como para el paciente es un sistema que les tranquiliza y les resulta cómodo.

1.8.- MACRODISEÑO Y MICRODISEÑO DEL IMPLANTE

En la actualidad, existe un consenso total respecto a la estabilidad primaria como requisito “sine qua non” para la obtención de la osteointegración. La consecución de la estabilidad primaria depende de la densidad ósea, la técnica quirúrgica y de *la morfología macro y microscópica del implante*.

El diseño de los implantes es uno de los elementos fundamentales que tienen efecto en la estabilidad primaria del implante y durante la osteointegración, de él dependen factores críticos para su supervivencia con éxito⁶⁸.

A lo largo de todos estos años se han ido planteando muchos diseños de implantes, prestando especial interés la forma de la rosca, longitud, el perfil de la espira... Buscando el que menor carga biomecánica provocase en el hueso y minimizase la pérdida de hueso periimplantario⁶⁹.

Hoy en día, la investigación se esfuerza por diseñar implantes dentales que logren el mayor porcentaje de contacto hueso a implante (BIC) y una distribución optimizada de tensiones bajo cargas aplicadas.

Estudios de análisis de elementos finitos indican que las magnitudes y distribuciones de estrés sobre el hueso varían con la forma del implante⁷⁰.

Existen muchos diseños de implantes en el mercado pueden ser roscados, lisos, impactados o combinando varias formas. Los implantes cónicos o lisos que su colocación era mediante impactación proporcionaban una pérdida ósea crestal y un buen número de fracaso de dichos implantes, atribuidos a una sobrecarga oclusal y generación de cargas cizalla por un diseño incorrecto del implante.

El diseño del implante puede ser dividido en dos grandes categorías: el macrodiseño y microdiseño.

Geng y cols. definieron el **macrodiseño** incluyendo; el cuerpo del implante y el diseño de las espiras (profundidad ,espesor, el ángulo facial de las espiras)⁷¹. Es diseñado para transferir la carga aplicada de una manera homogénea y, por lo tanto, reducir la resorción ósea, y se encarga de ofrecer una gran área de superficie en contacto con el hueso del huésped. Va encaminado a mejorar tres aspectos clínicos biológicos como son el aumento de la estabilidad primaria, la adaptación a los defectos anatómicos y a los alvéolos post-extracción, y el mantenimiento de la cresta ósea alveolar marginal a largo plazo.

El microdiseño se constituye por los materiales de los implantes, morfología de las superficie y superficie de revestimiento. Al principio diseñaban superficies lisas mecanizadas o pulidas⁷². Actualmente sabemos que logramos mas zona de contacto hueso-implante en las superficies rugosas que en las lisas por lo que aumenta la probabilidad de formación de nuevo hueso⁷³.

Las superficies rugosas se consiguen por mecanismos físicos (chorreado de partículas a gran velocidad contra el implante), o químicos (ácidos por ejemplo)⁷⁴.

Por otro lado el microdiseño, es el encargado de ofrecer una área superficial específica que se incrementa al presentar cavidades y fosas que permiten que el hueso crezca dentro de estos poros de decenas de micras y por lo tanto mejorar la osteointegración.

El diseño del implante y las condiciones de superficie son dos condiciones independientes que pueden alterar el éxito del implante⁵.

En cuanto al diseño microscópico tiene más relevancia en las fases iniciales de osteointegración y en la carga inicial. Y el macroscópico se centra más en las fases maduras de la carga⁶⁸.

1.9.-DISEÑO Y DISTRIBUCIÓN DE LAS CARGAS EN LOS IMPLANTES

Según Mish y cols. 2008⁷⁵ se generan tres tipos de fuerzas dentro de la interfase hueso-implante, compresivas, tensiles y tangenciales. El tipo de fuerza que es generada depende de la forma del implante. También están influenciadas por la forma de rosca del implante, según las diferentes formas tendremos una transferencia de fuerzas diferentes alrededor del hueso.

Los estudios han demostrado que las fuerzas compresivas son las que producen los efectos más favorables sobre el tejido óseo.

Este tipo de fuerzas incrementa la densidad ósea y por tanto su resistencia; sin embargo las fuerzas tensionales y tangenciales han mostrado la presencia de un hueso más débil⁷⁵.

El tejido óseo como muchas otras sustancias tiene características anisotrópicas. Según la Real Academia Española, la anisotropía es la cualidad de un medio, generalmente el cristalino, en el que alguna propiedad física depende de la dirección de un agente. Aplicado al hueso, implica que para determinadas características, como la resistencia a la carga existen respuestas diferentes en función de la dirección que se efectúen. Como se ha mencionado anteriormente, el hueso se ve más comprometido en situaciones en las que recibe cargas de cizalla o anguladas; esta intensidad de dichas fuerzas será mayor, cuanto mayor sea el ángulo de carga⁶⁸.

Mish afirma que una angulación de 30° incrementa el estrés en la porción crestal de un implante un 50%. En condiciones ideales, el eje largo del implante debería colocarse perpendicular a la curva de Spee y a la curva de Wilson, para recibir la mayor cantidad de cargas axiales en oclusión céntrica. Esta situación además de mejorar la distribución de las fuerzas al hueso adyacente y reducir los riesgos de pérdida ósea crestal, provoca una menor incidencia en los elementos protésicos del implante, al reducir también la cantidad de fuerzas nocivas. Esto se traduce en menos fracturas, aflojamientos de tornillos y aditamentos protésicos.

Baggi y cols en 2004⁷⁶, realizaron un estudio para comparar la distribución de cargas y el riesgo de sobrecarga ósea en 5 tipos de implantes diferentes en condiciones funcionales, modelando la geometría crestas, según evidencia clínica disponible. Se analizaron 2 implantes del sistema ITI, dos implantes del sistema nobel Biocare y uno del sistema Ankylos; los implantes Ankylos presentan espiras trapezoidales y el resto de los demás implantes espiras triangulares en forma de V. Los modelos se sometieron a

una carga estática con un componente lateral de 1000 N y un componente vertical intrusivo de 250. Según los autores las áreas de concentración de estrés se localizaban fundamentalmente en el hueso cortical alrededor del cuello del implante, los picos de estrés en la cortical maxilar fueron hasta de un 140% con respecto a los registrados en la cortical mandibular. Estos datos pueden ayudar a entender la evidencia clínica del mayor fracaso de implantes maxilares frente a los mandibulares⁷⁶.

De acuerdo con los estudios de Himmlova y cols⁷⁷, el diámetro máximo de un implante parece afectar a los picos de estrés en el hueso cortical pero no en el hueso trabecular; los niveles de estrés y su distribución se ven influenciados fundamentalmente por la longitud del implante.

A pesar de ello Baggi y cols.⁷⁶ afirman que el diámetro del implante es un factor de diseño más efectivo que la longitud si se quiere prevenir la aparición de sobrecarga mecánica. La mejor transferencia de estrés se produce en los casos de implantes con cambio de plataforma y colocación subcrestal, obteniéndose niveles adecuados tanto en el hueso cortical como en el hueso trabecular.

Cuando se produce cambios remodelativos en el hueso crestral después de la carga pueden sobrepasarse los límites de tolerancia al estrés tanto en el hueso cortical como en el medular, eso trae consigo un riesgo de más pérdida ósea y fracaso del implante.

Estudios de Bozkaya y Baggi nos afirman que la sobrecarga del hueso cortical se produce sobre todo en compresión, debido a los componentes laterales de la carga oclusal, mientras que la sobrecarga en la interfase entre el hueso cortical y trabecular se produce en tensión debido a la sobrecarga oclusal intrusiva^{76,78}.

1.10.- MORFOLOGÍA DE LOS IMPLANTES INTRAÓSEOS. MACRODISEÑO

Los implantes intraóseos están dentro del concepto radicular de implante, representan la forma más utilizada actualmente, como un tornillo cilíndrico o en forma de raíz dental en el que se pueden diferenciar tres partes; tercio coronal, tercio medio y tercio apical.

a) TERCIO CORONAL

Esta comprendido por el módulo crestal y la porción superior del cuerpo del implante.

a.1) MORFOLOGÍA MÓDULO CRESTAL

El módulo crestal del implante, o cuello del implante, es la región transósea que va desde el cuerpo del implante y contiene los elementos protésicos. Transfiere el estrés a las regiones hueso crestales durante la carga⁷⁹.

Las compañías de implantes últimamente tienen centradas sus investigaciones en la producción de las mejores características para el cuello del implante. Ya que es la zona donde el implante se encuentra con el tejido blando y cambia de un ambiente estéril a la cavidad oral en sí. Además en esta zona dónde el hueso es más denso, y por lo tanto es muy favorable para lograr la estabilidad primaria del implante.

En el cuello del implante se concentra la fuerza, una vez que el implante comienza a recibir las cargas funcionales⁷⁹.

Shen y cols.⁷⁹ clasifican los módulos crestales de los implante en divergentes, rectos y convergentes. Misch y Bidez demostraron una mejor distribución de las fueras en los “cuellos” divergentes que en los rectos⁶⁸.

Los implantes con cuello pulido lo diseñaron para evitar las complicaciones asociadas a la placa bacteriana. Al tratarse de una zona pulida tiende a ser más fácil de higienizar y provocar u menor acumulo de placa. Si este tipo de cuello se colocase por debajo de la zona crestal, se producirá una migración apical de la anchura biológica con la consecuente pérdida de altura de hueso^{4,69}.

b) TERCIO MEDIO

Han ido surgiendo modificaciones en el diseño del cuerpo del implante para incrementar el éxito en situaciones de poca calidad de hueso, incrementar la interfase hueso e implante y disminuir el área de estrés en huesos blandos.

En lo referido al estudio del tercio medio del implante; representa la porción central del cuerpo del implante y define sus características principales.

b.1) FORMA DEL CUERPO DEL IMPLANTE

Según la forma del implante los podemos clasificar en, lisos y roscados.

- **Los implantes lisos**, carecen por completo de espiras en toda su longitud. Presentan una superficie cilíndrica homogénea y su colocación endoósea se realiza mediante un mecanismo de presión axial o percusión. Su inserción es más sencilla y presenta menos pasos quirúrgicos, pero la obtención de una estabilidad primaria, es más difícil en ocasiones si se produce una pequeña sobreinstrumentación⁸⁰. Actualmente no se utilizan, es un diseño de implante antiguo.
- **Los implantes roscados**, son aquellos que presentan espiras propias de un tornillo y su colocación endoósea se realiza labrando el lecho mediante un macho de terraja que permitirá el posterior roscado del implante. Requiere más pasos quirúrgicos, pero presentan una buena estabilidad primaria. Hoy en día son los que representan la mayoría de los implantes dentales.

Los implantes roscados proporcionan mayor retención mecánica lo cual mejora la estabilidad primaria y aumenta la superficie de contacto hueso-implante sin incrementar la fuerza de torque.

Otro factor importante en la morfología, es el **tipo de paredes**, pudiendo diferenciarse implantes con paredes paralelas e implantes con paredes cónicas.

- **Implante cónico**, lo definimos cuando el diámetro del cuerpo del implante es mayor a nivel coronal y va decreciendo progresivamente a nivel apical. En ellos la conicidad abarca al menos el 50% de la longitud del implante, permiten conseguir estabilidad primaria fácilmente dado que cada espira que comprime lateralmente el hueso tiene un diámetro ligeramente superior que la

anterior, generando más estabilidad primaria e incrementándose la resistencia del hueso a medida que las espiras más coronales se introducen en el lecho⁸¹. Un diseño cónico puede además ayudar a compactar las trabéculas óseas, ejerciendo un efecto similar al de un osteocondensador permitiendo conseguir mayor cantidad de hueso en contacto con el implante en el momento de la colocación y durante las primeras dos semanas de cicatrización, mejorando de manera significativa la estabilidad primaria debido a un efecto mecánico⁸².

Por otro lado, estos implantes cónicos son más difíciles de insertar en localizaciones con hueso cortical, requiriendo a menudo el empleo de machos de aterrajear para su inserción.

- **Implante cilíndrico, o paredes paralelas**, si el diámetro del implante se mantiene constante desde el tercio coronal a apical.

Los implantes de paredes paralelas, aquellos en los que éstas abarcan al menos el 50% de la superficie roscada del implante, presentan una zona apical cónica para poder insertarlos en un lecho con un diámetro inferior al de las espiras, antes de que estas comiencen a engranar en el hueso. A diferencia de los cónicos, generalmente es posible insertarlos en áreas de hueso denso sin necesidad de utilizar fresas de aterrajear y permite mayor flexibilidad a la hora de colocar el implante a mayor o menor profundidad. Por otra parte, es más difícil conseguir estabilidad inicial en localizaciones con hueso de pobre calidad⁸³.

b.2) FORMA DE LA ESPIRA

Un factor muy importante en el diseño de un implante roscado es el tipo de espira que presenta. La espira permite transformar las cargas oclusales en cargas compresivas soportadas mejor por el hueso. Según Steigenga y cols., el diseño de la espira es un factor clave en la estabilidad de los implantes así como en la cantidad de contacto hueso-implante⁸⁴.

La espira vendrá determinada por la delgadez y el ángulo facial de la espira donde tenemos: “*V-shape, square shape, buttress and reverse buttress*” lo que significa rosca en V, rosca cuadrada, rosca arbotante y arbotante invertida⁸⁵.

- **Espira en V:** el brazo superior y el inferior son de igual tamaño, presentan cierta inclinación y terminan en un punto.
- **Espira cuadrada:** los brazos de las espiras son de igual tamaño, son prácticamente paralelos entre si y terminan en una superficie plana, perpendicular al eje mayor de la espira.
- **Espira en arbotante:** el brazo superior de la espira, inclinado, es mayor que el inferior, y suele ser perpendicular al eje del implante. Ambos terminan en punto y el efecto creado es similar a un árbol de navidad.
- **Espira en arbotante invertido:** el brazo superior es perpendicular al implante mientras que el inferior es inclinado y con mayor superficie.

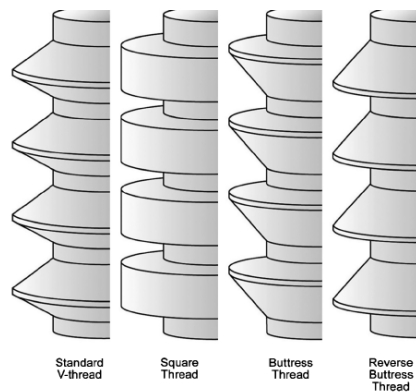


Fig 6. Muestra un esquema de las diferentes espiras⁷⁵.

El diseño de la espira tiene como objetivo maximizar la llegada de fuerzas óptimas mientras se minimiza la cantidad de estrés adverso sobre la superficie de hueso en contacto con el implante, permitiendo una mayor estabilidad y un mayor área de contacto entre hueso- implante^{86,87}.

b.3) OSTEOINTEGRACIÓN Y MOFOLOGÍA DE LA ESPIRA

Para evaluar la influencia del diseño de la espira y la osteointegración nos podemos basar en el porcentaje de osteointegración y la resistencia al retirar el implante. Algunos estudios que aportan información sobre este campo es Steigenga⁵, donde evalúan tres tipos de morfología, espira cuadra, espira en V, y arbotante invertido en las tibias 12 conejos New Zealand.

Obteniendo como resultado que la espira cuadrada presentaba un mayor BIC y una mayor fuerza de torque inverso cuando la comparaban con la espira en V o arbotante invertido. Sin embargo no obtuvieron diferencias significativas entre la espira en V y en arbotante invertido. Mientras que no obtuvieron diferencias radiográficas en la densidad ósea.

Sin embargo Lucchini y cols⁸⁸. En un estudio que comparaban tratamiento de superficie con formación de hueso en diferentes diseños con espira cuadrada y espira V. El análisis histomorfométrico reveló a las 12 semanas un BIC 68% para la espira cuadrada y un 61% para la espira en V, los cuales no obtuvieron diferencias significativas.

b.4) GEOMETRÍA DE LA ESPIRA

Las espiras de los implantes permiten incrementar el contacto inicial entre el hueso y el implante, mejorar su superficie y optimizar la transmisión de cargas entre el tejido y el aditamento. Presenta diferentes parámetros variables que pueden influir en la superficie funcional de un implante:

“*Apical face angle*” es el ángulo formado entre la cara más apical de la espira y el plano perpendicular al eje axial del implante, en la literatura de los implantes el ángulo mas estudiado es aquel donde la mayoría de las fuerzas son dispersadas. A medida que el “apical face angle” se hace más pequeño, la colocación del implante dental será mas favorecida.

“*Thread pitch*” o paso de rosca; es la distancia, medida en paralelo al eje del implante, entre las roscas adyacentes. Puede ser calculado dividiendo la longitud por el número de espiras⁸⁹.

Cuanto menor sea el paso de rosca, mas espiras tendrá un implante para una unidad de longitud y por tanto mayor será la superficie área contacto en el cuerpo del implante y mayor estabilidad primaria obtendrá⁷⁵.

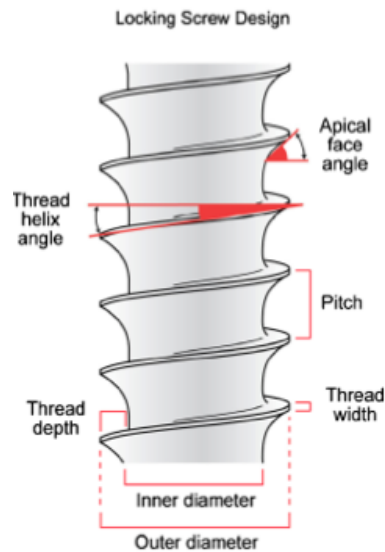


Fig 7. Muestra las diferentes partes que componen la geometría de la rosca⁷⁵.

“**Thread hélix angle**” ángulo hélice de la espira; es definido en ingeniería como el ángulo formado entre una hélice y el plano axial en un cilindro o cono, en este caso el implante.

“**Lead**” (es la longitud de la inserción de un implante que avanza cada vez que gira 360°), básicamente determina la velocidad con la que un implante es insertado en el hueso, y con más precisión la distancia que un tornillo podría avanzar en la dirección axial si hiciera un giro completo. En un tornillo de espiras simples “*single threaded screw*”, lead es igual al paso de rosca, sin embargo en un tornillo de doble espira, lead sería el doble de la rosca y en uno de triple rosca, el triple⁷⁵.

La profundidad de la rosca es definido como la distancia del borde de la espira al cuerpo del implante⁷⁵.

El grosor de la espira es la distancia en el mismo plano axial entre la parte más coronal y la parte más apical del borde de una sola espira. Ambos diseños tienen un efecto sobre la superficie total del implante.

Dado el mismo cuerpo del implante, una rosca poco profunda podría permitir una inserción más fácil del implante. Se ha acordado contra mas profundo y ancha las espiras existe una mayor superficie del área funcional del implante⁷⁵.

Los implantes a evaluar en nuestro estudio presentaran la morfología de Straumann Tissue Level, Essential Cone Klockner y el implante Prototipo.

El implante control que será con morfología Straumann de paredes paralelas, espira en V de 18°, paso de rosca de 1,25mm y anchura de cresta de la espira 0,1mm

La morfología del Essential Cone de Klockner se caracteriza por ser un implante cónico, con una espira en V de 45°, un paso de rosca de 2,2 mm con dos entradas, para aumentar la velocidad de inserción, anchura de la cresta de la espira de 0,21 mm

El implante Prototipo la espira es de 45°, con un paso de rosca de 2 entradas y de 2,2 mm, pero diferenciándose que presenta una anchura de la cresta de la espira de 0,12mm.

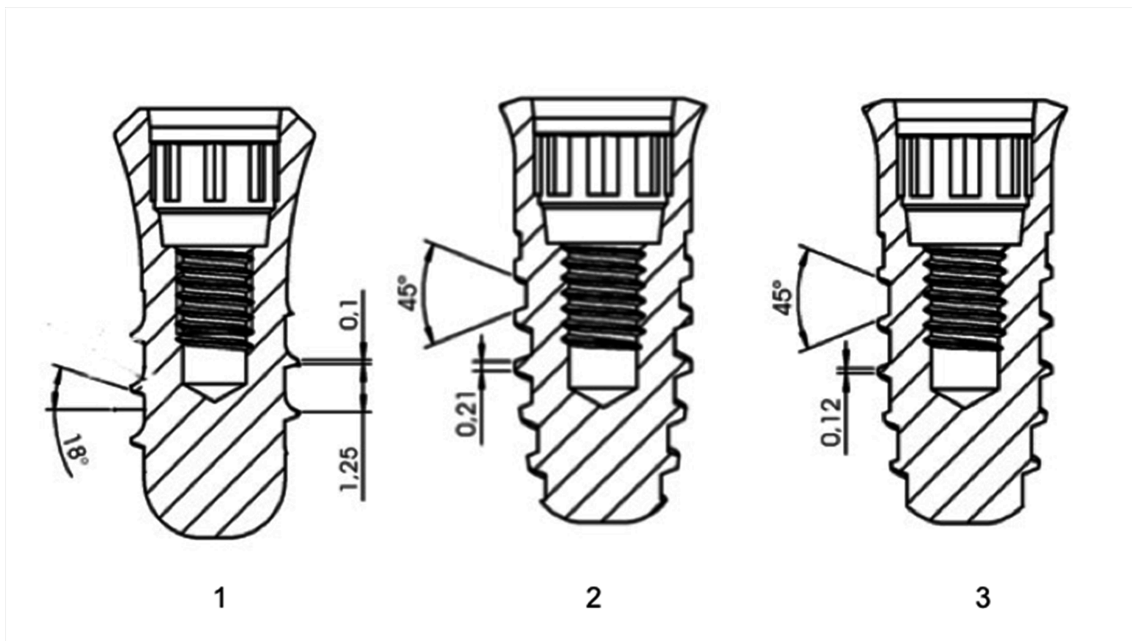


Fig 8. Macrodiseño del Implante Tissue Level (1), Essential Cone (2) e Implante prototipo.

Nuestro objetivo es encontrar un equilibrio a la hora del diseño del implante. Sabemos que cuando más abierto sea el ángulo de la espira (60°) más resistencia nos ofrecerá el hueso y cuando menos abierto, más fácil resultará su inserción. Intentamos buscar un equilibrio en el diseño que también nos permita establecer una buena estabilidad primaria.

Del mismo modo en el ancho de la cresta de la espira, cuanto mas ancho sea más resistencia ofrece en la inserción y como consecuencia mayor estabilidad en el momento de la colocación del implante.

En cuanto al paso de rosca, como hemos comentado anteriormente, cuanto menor paso de rosca presente el implante, existirá una mayor superficie en el área de contacto con el cuerpo del implante y obtendremos una mayor estabilidad. Teniendo en cuenta que las morfologías a testar tiene un paso de rosca de 2,2 pero con dos entradas cada una en una parte del implante que hacen que disminuya el paso de rosca entre una espira y otra.

b.5) ESTABILIDAD PRIMARIA Y GEOMETRÍA DE LA ESPIRA

Las modificaciones en el diseño del cuerpo del implante han sido sugeridas para incrementar la carga inmediata y obtener una mejor estabilidad primaria, ampliar el área de la superficie del implante, y favorecer la disipación de la tensión interfacial.

Misch destaca un aspecto teórico sobre la distribución de las cargas, nos establece la diferencia entre la superficie funcional del implante frente a la superficie teórica⁶⁸.

El área de superficie funcional es definida por la cantidad de espiras que participan en cargas compresivas y tensiles, sometidas por fuerzas oclusales, axiales y esta área funcional nos ayuda a predecir la estabilidad primaria del implante⁹⁰. Sirve para disipar las cargas las cargas de compresión entre hueso – implante⁹¹.

El área de superficie funcional de una espira es aquella porción de espira que participa en la transmisión de carga de compresión bajo la acción de una fuerza axial.

La superficie teórica del implante puede comprender superficies pasivas que no actúan en la distribución de cargas o que tienen rasgos pequeños que el hueso no puede adaptarse a la transferencia de carga.

Según Misch, de todas las variables del implante que pueden cambiar la cantidad de superficie funcional, el paso de rosca es la más significativa. Aquellos implantes con un mayor número de espiras presentarán una mayor superficie funcional y por tanto una mejor transferencia de cargas⁶⁸.

Orsini 2012, realizó un estudio evaluando dos tipos de implantes con paso de rosca disminuido de 0,8 y otro implante de paso de rosca 1,7 después de 0 día, 4 y 8 semanas en cresta iliaca de oveja.

A las 2 horas en el día 0 en los implantes de paso de rosca ancho, las paredes óseas corticales y trabeculares del lecho, mostraron un contacto directo hueso-implante, principalmente limitado a los picos de las espiras. Por el contrario en los implantes paso

de rosca reducido la conexión hueso implante parecía estar mas cerca y el hueso se encontraba más en contacto con la mayor parte del paso de rosca, disminuyendo el gap.

El gap entre la superficie del implante y el hueso adyacente se caracterizó por la presencia de eritrocitos y células inflamatorias incluidas en una red de fibrina derivada del coágulo original. En cuanto al análisis histomorfométrico en términos de BIC, los de paso de rosca reducida presentaron valores significativamente más elevado ($p < 0,05$) que para los implantes de paso de rosca ancho.

A las 4 semanas se observaba las trabéculas óseas con una superficie más regularmente dispuestas en una red tridimensional estrechamente unidas a la superficie del implante obteniendo de nuevo mejor BIC para los implantes de paso de rosca estrecho.

A las 8 semanas ambos implantes parecían estar bastante integrados obteniendo un BIC estable en ambos tipos. Especialmente en los implantes de paso rosca estrecho donde se depositaron trabéculas más tempranamente.

El anclaje mecánico inicial y la subsecuente osteointegración temprana en huesos de baja densidad podrían mejorarse mediante un paso de rosca estrecha, aumentando el contacto hueso implante y la estabilidad primaria en el momento de la colocación⁹².

Cuando tengamos situaciones donde nos preocupa la estabilidad primaria, por una calidad ósea comprometida, por altos niveles de estrés oclusal... puede ser beneficioso para aumentar esta estabilidad, incrementar el área de superficie expuesta alrededor del hueso, usando implantes con menor paso de rosca, mayor número de espiras, espiras mas profundas⁷⁵.

c) TERCIO APICAL

La porción apical de un implante generalmente es más estrecha para permitir al implante asentarse en la osteotomía antes de que el cuerpo del implante enrosque en la región del hueso cretal. En esta región del implante observamos diferentes características.

c.1) MORFOLOGÍA DEL TERCIO APICAL

Morfología del tercio apical: puede presentar una morfología cilíndrica o cónica, que puede coincidir o no con la del resto del cuerpo del implante. El más frecuente es el diseño del implante cilíndrico con una porción apical cónica.

En la forma del ápice encontramos:

- **Ápice en V:** es angulado y termina en punto.
- **Ápice plano:** es recto y de gorma plana perpendicular al eje mayor del diente.
- **Ápice curvado:** terminaciones en forma semiesférica.

También pueden estar diseñados con cámaras apicales, orificios, espiras, estrías...

Normalmente se añaden elementos anti-rotacionales que se suelen colocar en la porción apical, ya que el implante suele presentar una sección transversal circular que no resiste a las fuerzas torsionales.



Fig 9. Diferentes elementos anti-rotacionales⁵⁹

c.2) IMPLANTES AUTORROSCANTES:

El torque de inserción del implante es un indicador quirúrgico de resistencia rotacional durante la colocación de implante.

Excesiva inserción del torque da como resultado, excesivas temperaturas, rodeando el hueso con una isquemia, provocando una cicatrización retardada e incluso puede llegar a el fracaso del implante^{93,94}.

Con la incorporación de espiras de corte y perfil cónico son diseñados para reducir la resistencia a la inserción y facilitar la inserción del implante

Las ventajas descritas de un implante estriado se componen de una disminución de la generación del calor, del torque de inserción y del tiempo quirúrgico⁹⁵. El torque de inserción y la relación con los micro-movimientos pueden depender también del diseño de corte de la espira⁹⁶.

Además mejoran el perfil autorroscante del implante puesto que permiten el relleno de ese hueco con virutas óseas recortadas y disminuyen el perfil de corte de la espira facilitando la inserción en el tejido⁸³.

Los implantes autorroscados simplifican la cirugía, pues no es necesario una fase de aterrajado, y aumentan la estabilidad primaria, son los mas usados actualmente^{97,98}.

El uso de implantes autorroscantes con estrías llamados “*cutting flutes implants*” incrementan la capacidad autorroscante del implante, disminuyendo el calor generado, el torque de inserción y tiempo quirúrgico.

En el estudio de Shu Wei 2012, estudian ocho tipo de implantes, cónicos y paralelos donde estaban presentes estrías, de diferentes formas o estaban ausentes, para valorar el efecto del diseño en la estabilidad primaria, estudiando el torque de inserción, poder de retención y resistencia a la flexión. Como resultado demostraron que la inserción inicial en el implante cónico es más fácil que en cilíndrico, pero sin embargo en la inserción completa, el torque de inserción y el poder retención en el implante cónico son significativamente mayores que el implante cilíndrico⁸⁵.

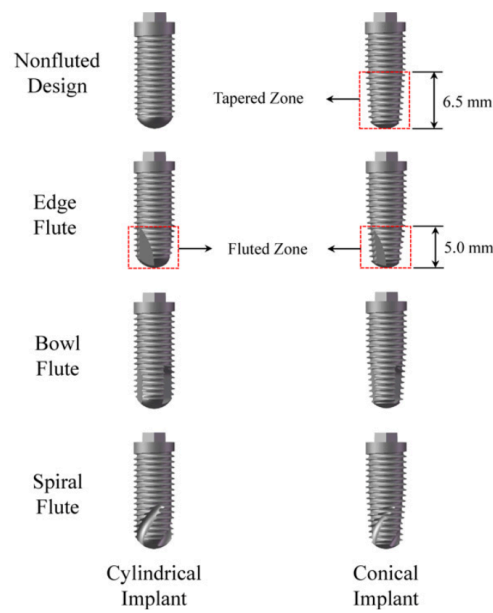


Fig 10. Ilustración de diferentes formas de implantes autorroscantes en combinación con diferentes diseños de estrías⁸⁵.

Jimbo, también confirma en su estudio realizado en ovejas, que los implantes diseñados con estas acanaladuras “*cutting flute*” en comparación con las espiras tradicionales, dando lugar a un patrón diferente de curación que puede ser beneficioso en reducir los niveles de micromovimientos durante la osteointegración⁹⁶.

1.11.- DIÁMETRO Y LONGITUD DEL IMPLANTE

La longitud y diámetro de los implantes originalmente fueron diseñados para permitir el uso de estos en los procesos alveolares. Los implantes actualmente disponible varían en diámetro desde 3 a 7 mm.

Los requerimientos para el diámetro del implante se basan en las necesidades quirúrgicas y protéticas; para ganar la mayor estabilidad en las paredes corticales.

La anchura de los implantes está diseñada para obtener la máxima estabilidad en las corticales del hueso alveolar. Desde un punto de vista biomecánico, el uso de implantes anchos permite la participación de una máxima cantidad de hueso y una mejora de la distribución de las tensiones alrededor del hueso. El uso de implantes anchos, sin embargo está limitado por la anchura del reborde de hueso residual y los requisitos estéticos para proporcionar un perfil de emergencia natural. Estudios histológicos muestran en implantes de diámetro ancho una mayor superficie de contacto entre el hueso y el implante, que los de diámetro estándar, pero los estudios no han demostrado que un diámetro ancho resulte un mayor porcentaje de hueso en contacto con el implante.⁹⁹

Al incrementar el diámetro de un implante de 3mm a 1mm más se incrementa el área de contacto a un 35% más que si fuera de 3mm. Otros aspectos que pueden mejorar incrementando el diámetro del implante; los torques de inserción y la resistencia a la fractura. Implantes de 6mm de diámetro mostraron los mayores valores de reducción del estrés y por tanto disminuían la pérdida ósea crestal⁹⁹.

Larger y cols. propusieron el uso de implantes anchos para ganar estabilidad primaria a la hora de la colocación en aquellas localizaciones donde la densidad ósea era menor. Otros estudios también defendían el uso de los de implantes diámetro ancho inmediatos mejoraban la supervivencia y el mantenimiento de implantes de cuerpo regular o estrecho⁹⁹.

Los implantes de diámetro estrecho tienen la principal desventaja de presentar una menor resistencia a las cargas oclusales, estudios en animales han demostrado que la retención de un implante se correlaciona con la longitud de éste y no con el diámetro. Se recomienda que los implantes estrechos pueden usarse en situaciones donde las cargas axiales y tangenciales no sean un factor crítico en el comportamiento biomecánico del implante¹.

Actualmente está aumentando el uso de los implantes “cortos”, considerados por la gran mayoría de autores como menores a 10 mm, cada vez más considerados como otra opción de tratamiento, ya que gracias a ellos podemos evitarle al paciente cirugías como elevaciones de seno, aumentos óseos, o implantes zigomáticos con lo que estas opciones significan tanto en tiempo de tratamiento, morbilidad y coste en comparación a los implantes “cortos”. Sin embargo, actualmente la literatura existente no nos aporta datos suficientes sobre su pronóstico a largo tiempo, son muchos los estudios que requieren más investigación sobre implantes “cortos” para considerarla una técnica tan efectiva como las elevaciones de seno. En casos de escasa disponibilidad ósea vertical maxilar, los implantes cortos son una alternativa de tratamiento que demuestra una tasa de supervivencia similar a los implantes de mayor longitud, evitando cirugías complejas con mayor morbilidad¹⁰⁰.

1.12.- MICRODISEÑO DEL IMPLANTE. TRATAMIENTO SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES RELACIONADOS CON LA OSTEOINTEGRACIÓN.

La manera la cual el titanio interacciona con el hueso es un proceso muy complejo y depende no sólo de la topografía de la superficie, si no también de otros factores como la composición química de esa superficie que parece desempeñar un papel crucial en los estadios iniciales de la cicatrización ósea y para conseguir una adecuada unión entre el hueso y el implante, siendo fundamental en las diferentes fases del proceso de osteointegración^{101,102}.

Este microdiseño de los implantes desempeñan un papel fundamental en el proceso de integración ósea, ya que puede aumentar significativamente el contacto hueso-implante, incrementando la fuerza de adhesión al hueso, además de facilitar un crecimiento más rápido.

Como hemos comentado anteriormente confieren un papel fundamental en las primeras fases de la adhesión celular en lo relacionado con sus características topográficas y fisico-químicas siendo capaces de inhibir la adsorción de proteínas que facilitan la migración de células no deseadas que producen una fibrointegración del implante.

La composición química también influye en la carga superficial y la humectabilidad¹⁰³. La humectabilidad de la superficie depende en gran medida de la energía superficial e influencia en el grado de contacto con el medio ambiente. Un aumento de la humectabilidad produce un aumento en la interacción entre la superficie del implante y el medio ambiente biológico. Los implantes de titanio están recubiertos por una capa superficial de óxido de titanio (TiO₂) de 4-7 nm que se forma de manera espontánea en presencia de aire y agua. Esto evita la corrosión del metal y representa un prerequisite esencial para la biocompatibilidad de los materiales metálicos¹⁰⁴.

Con el fin de mejorar las propiedades de osteointegración y reducir el tiempo de cicatrización ósea, se busca modificar, principalmente, la topografía a través de tratamiento de superficie¹⁰⁵.

Propiedades como la topografía, composición química, humectabilidad, textura, carga, o potencial zeta influyen de manera directa en determinados procesos como la adsorción proteica, la adhesión, diferenciación y proliferación celular, todos ellos relacionados íntimamente con la interacción del implante y el hueso circundante,

ayudando a conseguir una mejor respuesta celular, que afectará de manera directa al crecimiento y la calidad del hueso formado^{106,107}.

Las características que presenten las superficies de los implantes, influirán además de en la diferenciación osteoblástica y la mineralización ósea, en la estabilidad primaria que presentan tras su inserción.

Las interacciones celulares están mediadas por la adhesión celular inicial a la superficie, que están reguladas por las características topográficas y fisicoquímicas. En general, se ha demostrado que una mayor rugosidad superficial conduce a una mayor adsorción de proteínas y, por lo tanto, permite un aumento de las interacciones celulares²⁷.

1.12.1.- ASPECTOS DE LA CALIDAD SUPERFICIAL:

Propiedades mecánicas: Las propiedades mecánicas de las superficies de los implantes están relacionadas con las tensiones potenciales en la superficie que pueden dar lugar a un mayor porcentaje de corrosión y desgaste en relación con la dureza del material. Se ha descrito una disminución en la resistencia a la fatiga en las superficies de los implantes con coberturas porosas.

El desgaste está relacionado con la resistencia del material, pero también con la rugosidad de la superficie. Una técnica para minimizar el desgaste es la implantación de iones. Se han investigado de manera insuficiente las propiedades mecánicas de los sistemas de implantes orales¹⁰⁸.

Propiedades topográficas: Se trata de unas propiedades importantes de las superficies de los implantes. La topografía superficial está relacionada con el grado de rugosidad de la superficie y con la orientación de las irregularidades superficiales. Durante más de una década, la rugosidad superficial ha sido el centro de la atención de los implantes orales. El implante Brånemark original era un tornillo roscado que presentaba una rugosidad mínima en su superficie, esto es entre 0,5 y 1,0 de valor Sa. Durante mucho tiempo este implante fue el gold estándar, lo que se basaba principalmente en un buen comportamiento clínico¹⁰⁹⁻¹¹⁰. Sin embargo, a mediados de los años noventa, la mayoría de la evidencia experimental apuntaba en la misma

dirección: los implantes de una superficie de unos 1,5 μm (Sa) mostraban una respuesta ósea más fuerte que los implantes roscados (más lisos) y que los chorreados con plasma¹¹¹. Las desventajas potenciales de asperizar la superficie de un implante incluyen más problemas de periimplantitis y un riesgo mayor de liberación de iones. El riesgo de más periimplantitis con las superficies rugosas tiene el respaldo clínico de algunas investigaciones independientes¹¹², pero que están relacionadas con los implantes chorreados con plasma muy rugosos ($>2,0 \mu\text{m}$ Sa). El otro inconveniente potencial de las superficies rugosas, el aumento del riesgo de liberación de iones, se basaba en el conocimiento físico de que una rugosidad superficial mayor daba lugar a un contacto mayor tejido-implante y, por tanto, a una mayor liberación de iones. Sin embargo, no estaban identificados los niveles de riesgo y parece probable que esta liberación de iones con una rugosidad ligera de todos los implantes sea despreciable¹⁴. De hecho, la mayoría de los implantes dentales comercializados son moderadamente rugosos, lo que podría ser su mayor beneficio.

De acuerdo con Buser y cols. el ratio de contacto hueso- implante es mayor si se usan implantes con superficies rugosas, comparado con implantes de superficies lisas²⁵.

Características físicas: Las características físicas se refieren a factores tales como la energía y la carga superficiales. Según Hench y Ethridge¹¹³, la energía superficial es una medida de la extensión hasta la que las uniones no son satisfactorias en la superficie.

Una superficie con una alta energía tiene una elevada afinidad para la adsorción. Teóricamente un implante oral con alta energía superficial podría, mostrar una osteointegración más fuerte que los implantes con una energía superficial baja.

El tratamiento de chorreado incandescente da lugar a una energía superficial mayor, así como a una mayor esterilización del implante¹¹⁴. Baier¹¹⁵ defiende que la alta energía superficial influye en que las proteínas formen una beneficiosa capa primaria sobre el implante. Una forma práctica de medir la energía superficial son las mediciones del ángulo de contacto, método también para determinar si una superficie es hidrófoba o hidrófila, es decir, la humectabilidad de una superficie¹¹⁶. Sin embargo, la hipótesis de que los implantes con una alta energía superficial dan lugar a una osteointegración más fuerte no ha sido verificada por estudios in vivo¹¹⁷. Las propiedades químicas parecen ser el foco del futuro de la implantología oral.

La composición química de la superficie provocará reacciones diferentes desde el medio circundante. La composición química de la superficie difiere a menudo de la del material en bloque debido a los métodos de preparación y a las impurezas atrapadas en la superficie¹¹⁸. La capa superficial puede contener uniones reactivas, y un intercambio continuo de agua y diversos iones influye en la unión de las proteínas a la superficie y en las reacciones celulares subsiguientes¹¹⁹.

Son muchos los tratamientos que se han aplicado sobre el titanio para aplicaciones biomédicas. Estos tratamientos pueden perseguir diferentes finalidades¹²⁰:

- Limpiar la superficie del implante.
- Modificar la estructura y topografía (lisa, rugosa o porosa).
- Modificar la composición y estructura de la capa de dióxido de titanio o bien formar un nuevo recubrimiento en la superficie. Con este nuevo recubrimiento se pretende cambiar el carácter inerte del titanio por un material bioactivo.

Wennerberg y cols. han clasificado las superficies de los implantes dentales según su rugosidad. Las superficies mínimamente rugosas son aquellas que presentan características de superficie entre (0,5-1 micra), las rugosas medias (entre 1-2 micras) y las rugosas (entre 2 y 3 micras)¹²¹.

Según la textura obtenida, las superficies de implantes también se pueden dividir en¹²²:

- **Cóncavas:** principalmente por la adición de tratamientos con hidroxiapatita (HA) y spray de plasma de titanio.
- **Convexas:** se producen por tratamientos sustractivos como el grabado y chorreado ácido.

Según la orientación de las irregularidades de superficie, se pueden clasificar en:

- **Isotrópicas:** presentan la misma topografía independientemente de la dirección analizada.
- **Anisotrópicas:** son claramente direccionales y difieren considerablemente en su rugosidad.

Las ventajas de incrementar la rugosidad son:

- Aumento de la superficie del implante en contacto con el hueso.
- Aumento de la adhesión celular al hueso.
- Aumento del hueso presente en la interfaz del implante.
- Aumento de la interacción biomecánica del implante con el hueso¹²².

El tratamiento de superficie del implante tiene el objetivo de conferir unas determinadas características que conllevan una excelente respuesta biológica en el tejido circundante.

Se han descritos varios métodos para tratar la superficie de un implante dental como el mecanizado, electropulido, plasma-spray, arenado, grabado ácido, oxidación de la superficie, ionización, técnicas de depósito de fosfatos de calcio en algunos casos apatíticos, o combinación de estos tratamientos¹²³.

Mientras que las primeras superficies rugosas se obtenían a través de procedimientos aditivos de partículas, como las obtenidas por Plasma-Spray titanio, las superficies rugosas más actuales se obtienen por procedimientos de sustracción. Entre los métodos más usados para obtener rugosidades por sustracción tenemos el arenado con partículas de óxido de alúmina, el grabado ácido, la oxidación superficial y una combinación de ellas¹²³.

Actualmente se están desarrollando nuevas generaciones de superficies para intentar mejorar la eficacia de las ya existentes en el mercado; para ello se han aplicado diferentes métodos físicos y bioquímicos que consiguen resultados en la escala nanométrica, lo que permite inducir diferenciación celular hacia la vía osteogénica. Entre las nuevas superficies, destacan las llamadas bioactivas, que presentan sobre la misma diferentes moléculas bioactivas y factores de crecimiento, que inducen una neoformación ósea acelerada a partir de la misma superficie del implante.

Principalmente podemos dividir las superficies implantarias en tres grandes grupos según su respuesta biológica: las bioinertes, las osteoconductoras y las bioactivas. Las primeras son aquellas, alrededor de las cuales, se produce una cicatrización ósea desde el hueso hacia la superficie del implante (cicatrización lenta).

Las osteoconductoras se caracterizan por tener una morfología superficial que les permite producir una neo-formación ósea en la superficie del implante, es decir el hueso empieza a formarse desde la superficie del implante hacia la periferia. Estas pueden presentar distintos grados de rugosidad y/o topografías que favorecen la interacción con las proteínas promotoras de la migración de las células precursoras de los osteoblastos dependiendo del tipo de procesado superficial que hayan recibido.

Las bioactivas son aquellas, alrededor de las cuales, se produce una neo-formación ósea a partir de la superficie del implante de forma acelerada y se caracterizan por presentar a parte de distintos grados de rugosidad, moléculas bioactivas o factores de crecimiento que inducen la formación ósea según distintos mecanismos de acción¹²³.

De esta forma se podría diferenciar entre las superficies bioinertes de titanio mecanizado en las cuales se produce una “Osteointegración por contacto”, una aposición progresiva de hueso desde la periferia del lecho hacia la superficie del implante, y por otro lado tendríamos las superficies osteoconductoras, donde tenemos el fenómeno de formación, aposición, de hueso de forma contemporánea desde la superficie del implante y desde el lecho¹²⁴.

a) Superficies lisas

Las superficies lisas o maquinadas se obtienen al ser sometidas a un proceso de descontaminación tras el fresado. En décadas anteriores su uso estaba muy extendido, hoy en día se conocen numerosos estudios que han demostrado que existe un incremento en la afinidad de los osteoblastos y mas rápida formación de contacto directo de hueso con las superficies que tienen un grado moderado de rugosidad, en comparación con las superficies lisas¹²⁵⁻¹²⁶.



Figura 11: Superficie maquinada¹²⁵.

Las superficies lisas se obtienen a través de:

- **Electropulido:** Superficie tratada electroquímicamente por inmersión en un baño electrolítico a través del cual pasa una corriente eléctrica.
- **Torneado:** Superficie sometida a un proceso de torneado mecánico que macroscópicamente pule y alisa la superficie.

El tipo de implante presentado por Beanemark en 1982 se trataba de un implante cilíndrico, con forma de raíz, roscado y con una superficie prácticamente lisa, al que denominó “titanio maquinado”. Al ser la primera superficie utilizada en implantología, es la mas investigada con estudios prospectivos de seguimiento a largo plazo realizados sobre pacientes desdentados parciales y totales.

Como ventajas de este tipo de superficie caben destacar sus excelentes resultados a largo plazo y sus meticulosas pruebas en la etapa preclínica. Defendiendo a esta superficie implantaría también existen pruebas limitadas que indican que son menos propensos a perder el tejido óseo debido a una infección crónica (periimplantitis) que los implantes con superficies ásperas¹²⁷.

Los implantes cuya superficie es maquinada necesitan ser un 30% o un 40% más largos para que el área de contacto sea la misma que un implante con superficie rugosa.

b) Superficies rugosas

Las irregularidades de la superficie, y por tanto la rugosidad, es el resultado de algunos o todos de los siguientes factores:

- La estructura cristalina
- El proceso de fabricación
- Ingeniería de superficies aplicada, como puede ser el ataque ácido, el rectificado, el recubrimiento con proyección por plasma o el granallado, como algunos de los ejemplos mas empleados en implantes dentales.

La rugosidad abarca tres dimensiones en su descripción:

Desviación de la amplitud de altura (**Ra**: Valor medio de aspereza o rugosidad. Media aritmética de los valores absolutos de las separaciones del perfil rugoso de la línea media dentro del tramo de medida), tipo de morfología y densidad espacial. (**Sa**: Cuando el valor medio de la rugosidad es menor o igual a 1 μm.

$$Ra = \frac{1}{\zeta} \int_0^{\zeta} |y(x)| dx$$

Figura 12: Fórmula del Valor medio de aspereza o rugosidad ¹²⁸.

Toda superficie tiene irregularidades o asperezas con diferente longitud de onda superpuestas a la forma de la pieza, que definirán su topografía y quedar divididas en tres categorías¹²⁹:

- Rugosidad: Incluye irregularidades de corto alcance en el espacio de la textura superficial inherente al proceso de fabricación. Creada por valles y picos de amplitud variable y espaciado superior a las dimensiones moleculares.
- Ondulación: Irregularidades de la superficie con un espaciado superior a la rugosidad.
- Error de forma: Desviación grande de la forma nominal de la pieza.

Las superficies rugosas de los implantes se obtienen por adición (añadiendo materiales) o por sustracción (eliminando materiales).

b.1) SUPERFICIES DE ADICIÓN

b.1.1) Recubrimiento por proyección de plasma

Los primeros estudios publicados de implantes con superficies rociadas de plasma son de la década de 1970 sobre ortopedia. Más tarde aparecieron nuevas investigaciones en implantes dentales.

Son superficies convexas. El tamaño de la partícula de polvo varía entre 5 y 60µm; si el tamaño supera los 60µm, las partículas no se adherirían a la superficie. De hecho, este es uno de sus principales inconvenientes, la posibilidad de desprendimiento de la partícula añadida.

Los materiales más usados son el TiO₂ (TPS) e hidroxiapatita. Logra incrementarse el área superficial microscópica entre 6 y 10 veces, lo que mejora la fijación de los implantes al crearse áreas de retención mecánica⁵⁹.

Las ventajas clínicas de los recubrimientos de TPS o hidroxiapatita son:

- Mayor área superficial
- Mayor rugosidad para la estabilidad inicial
- Interfase hueso-implante más fuerte

En cuanto a las desventajas de los recubrimientos encontramos:

- Aparición de fracturas o arañazos durante la inserción
- Mayor retención de placa, cuando esta en posición supraósea
- Mayor número de bacterias
- Complicación del tratamiento de implantes fallidos
- Mayor coste

b.1.2) Recubrimiento con plasma spray de titanio (TPS)

En este método se utiliza un gas noble compuesto por iones, electrones y plasma, los cuales son comprimidos a alta temperatura y lanzados a una velocidad de 3000 m/sg.

En la proyección de titanio, el TiO₂ se descompone al interior del gas y las microesferas de titanio que miden de 30 a 50 μm chocan y quedan adheridas íntimamente a la superficie de titanio. De este modo, se consigue un grosor superficial aproximado de entre 10 y 40 μm , aumentando así de seis a siete veces la superficie del cuerpo del implante.

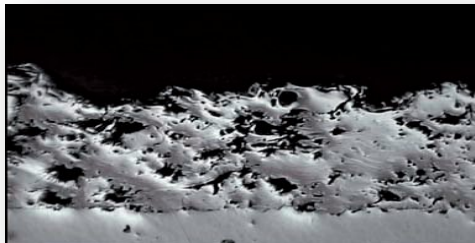


Figura 13. Representación del recubrimiento con TPS¹³⁰

Espósito y colaboradores evaluaron en un metaanálisis de 73 artículos 16935 implantes y encontraron una mayor tasa de fracasos tardíos debido a la progresiva pérdida de hueso en superficies de plasma spray titanio (TPS) comparados con los implantes de titanio pulido de 2 fases¹³¹.

Sin embargo, Buser y colaboradores afirmaron que con los implantes de superficie de plasma spray se crea un alto porcentaje de contacto hueso-implante en comparación con los implantes de titanio de superficie lisa, demostrando así que, estos últimos tienen peores propiedades que los de plasma spray²⁵; **Error! Marcador no definido.**

De la literatura se desprende como la aposición ósea alrededor de implantes con superficie TPS es tres veces más rápida que sobre una superficie de titanio maquinado y el torque necesario para retirar este tipo de implantes oseointegrados es diez veces mayor a la necesaria para retirar uno de superficie lisa. El BIC se incrementa entre un 500% y 1000% en la fase inicial, pero se ha comprobado, que tras seis meses no hay diferencias estadísticamente significativas con respecto al porcentaje del BIC, ya que los valores obtenidos fueron 55.9% (TPS) y 56.2% (lisas)¹³².

b.1.3) Recubrimiento con Hidroxiapatita.

La hidroxiapatita está considerada un buen biomaterial, ya que, a pesar de sus pobres propiedades mecánicas, se puede usar como recubrimiento sobre sustratos metálicos. Los implantes recubiertos con hidroxiapatita deben cumplir dos condiciones para que la cerámica sea eficaz:

- 1.El implante debe contar con la estabilidad primaria inicial suficiente para que la capa de hidroxiapatita se una de forma efectiva al hueso circundante.
- 2.La fijación de hidroxiapatita al sustrato metálico debe perdurar en el tiempo. Esta condición depende de factores como la morfología de la superficie a recubrir, la energía cinética de las partículas de recubrimiento y la unión química al sustrato.

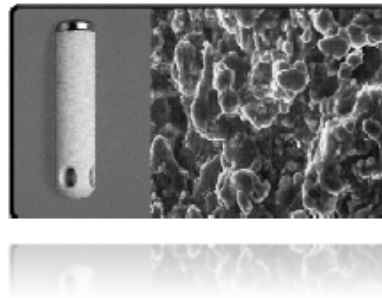


Figura 14. Representación del recubrimiento con hidroxiapatita¹³⁰.

La hidroxiapatita en contacto con los fluidos orgánicos forma una capa de fosfato de calcio, que tiene propiedades osteoconductoras para la formación ósea. Además presenta propiedades químicas y cristalográficas similares a la apatita ósea.

Matsui y colaboradores¹³³, tras un estudio histológico de la interfase del hueso y el implante comparando implantes lisos e implantes recubiertos con hidroxiapatita, encontraron que en los implantes de superficie lisa existía un espacio entre el hueso y el implante, sin interposición de tejido fibroso, mientras que esto no fue detectado en los que estaban recubiertos con hidroxiapatita, lo que demostró que existía una reacción de ésta con el hueso.⁶⁴

Parece ser que los implantes recubiertos con hidroxiapatita presentan una mayor fuerza de fijación y necesitan menos tiempo para alcanzar la fijación adecuada¹³⁴.

Block y colaboradores tras realizar un estudio prospectivo a diez años, no obtienen un éxito mayor al 65%¹³⁵. En cambio, Wheeler logra obtener una supervivencia de los implantes con hidroxiapatita del 77.8% tras ocho años de seguimiento¹³⁴.

Sin embargo, últimamente se han descrito cada vez más fracasos de los implantes recubiertos de hidroxiapatita y se evita su utilización clínica. A pesar de que la hidroxiapatita acelera la cicatrización ósea debido a su superficie bioreactiva, ésta tiene una repercusión negativa a medio o largo plazo sobre la estabilidad. Se han descrito fracturas, pérdidas totales del revestimiento, y colonización por microorganismos en algunos implantes recubiertos con hidroxiapatita que han sido extraídos. Cuando la hidroxiapatita entra en contacto directo con el medio bucal tras la degradación del hueso periimplantario, se producen aparentemente fracturas muy rápidas del hueso que rodea el implante.

b.1.4) Recubiertos con Plasma Spray de Hidroxiapatita

Tanto en el la superficie por adicción TPS como en la de hidroxiapatita, existe la posibilidad de que con las fuerzas que recibe el implante se desprenda este recubrimiento, lo cual va a facilitar por un lado la corrosión de este implante, que por las propiedades que tiene el titanio son bastante mínimas y más importante aún, la colonización por microorganismos de esta zona, lo cual si es un gran problema¹³⁶**Error!**
Marcador no definido.

Esta superficie nace como consecuencia del fracaso de los dos tratamientos anteriores, ya que ni el Plasma Spray de Titanio ni el recubrimiento con hidroxiapatita funcionaban por separado. Se creó así la mezcla de los dos, recubrimiento con Plasma Spray de Hidroxiapatita, la cual tampoco funcionó.

Roy M y cols.¹³⁷ publicaron un estudio en 2011, en el que comparan el resultado en la osteointegración de implantes de titanio comercialmente puro tratados de tres maneras diferentes. El primer grupo presentaba un recubrimiento de hidroxiapatita exclusivamente, y los otros dos grupos eran implantes recubiertos de hidroxiapatita, dopado con Estroncio uno de ellos y otro con Magnesio, para el revestimiento por

pulverización de plasma spray. Obtienen unos resultados en los que propiedades físicas tales como la microestructura, tamaño de grano, y resistencia de unión adhesiva. No tienen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos, por lo que cabe determinar que este intento de recubrimiento fracasó del mismo modo que lo habían hecho la técnica de plasma spray y de hidroxiapatita por separado.

b.2) SUPERFICIES DE SUSTRACCIÓN

Los implantes cuyo tratamiento de superficie era por adicción de material, han sido sustituidos, debido a la investigación experimental y clínica, por nuevas superficies rugosas halladas a partir de la sustracción del material; creando así una superficie más biocompatible con grietas, cavidades o hendiduras con el objetivo de lograr una mejor osteointegración.

Por otro lado, en la experiencia clínica se observa que los implantes con superficie por sustracción aumentan las expectativas de éxito de los pacientes y han mejorado su eficacia en situaciones clínicas difíciles. Además, han impulsado los protocolos de carga inmediata y temprana¹³⁵.

b.2.1) Tratamiento de Superficie mediante Ácidos

Los implantes metálicos son sumergidos en soluciones con distintos ácidos: ácido clorhídrico (HCl), sulfúrico (H₂SO₄), nítrico (HNO₃), fluorhídrico (HF) o combinaciones de ellos en distintas proporciones, que erosionan su superficie creando hoyos de diferentes formas y dimensiones, en función de las concentraciones de las soluciones ácidas, del tiempo y la temperatura. Este tratamiento, tiende a aumentar la superficie de contacto entre el hueso y el implante reduciendo el tiempo necesario para la osteointegración.

Combinaciones como HF/HNO₃ ó HCL/H₂SO₄ se conocen como tratamientos de doble grabado ácido. La combinación de HF/ HNO₃ produce una microporosidad de 5 a 10 micrones. Este diámetro alcanzado es el necesario para incrementar la unión al hueso.

El método de grabado ácido surgió para:

1. Evitar dejar los residuos que podemos encontrar después del chorreado de partículas.

2. Evitar el tratamiento no uniforme de la superficie y controlar la pérdida de sustancia metálica del cuerpo del implante.

Estudios *in vitro* demuestran que estas superficies rugosas son capaces de aumentar la actividad de los osteoblastos, produciendo así mayor cantidad de proteínas morfogenéticas, mejorando por tanto la cicatrización, la unión del hueso al implante y la posterior estabilidad del mismo¹³⁸.

Por otro lado, estudios *in vivo* en animales demuestran que la superficie rugosa por sustracción mejora la osteointegración. Estudios histomorfométricos confirman que en estas superficies existe un mayor porcentaje de unión entre hueso e implante que en las superficies mecanizadas, y así mismo, los valores de la fuerza de torque necesarias para la remoción de los implantes insertados son mayores en los implantes tratados con superficies rugosas por sustracción¹³⁹. Concretamente, un estudio realizado por Klokkevold PR y cols. sobre el fémur de conejos, confirma que el grabado ácido de la superficie de los implantes, multiplica por cuatro veces la fuerza de la osteointegración determinada por la resistencia a la rotación inversa del torque en comparación con implantes de titanio de superficie pulida¹⁴⁰.

b.2.2) Tratamiento de superficie mediante Oxidación Anódica

La oxidación anódica es un método electroquímico que provee a la superficie del implante de una capa estable de óxido de titanio de suficiente grosor y porosidad para promover la osteoconducción y adhesión celular, mejorándola en comparación con las superficies maquinadas¹⁴¹. La ventaja que se consigue es la de modificar la superficie sin depositar restos de partículas.

La anodización consiste en la aplicación de un voltaje sobre el titanio, que se encuentra sumergido en un electrolito capaz de producir modificaciones en la microestructura y la cristalinidad de la capa de óxido de titanio, obteniendo así de manera artificial capas de óxido de titanio de mayor espesor y con mejores características de protección que las capas formadas naturalmente. Este proceso es bastante complejo y depende de diversos parámetros como la densidad de corriente, la concentración de los ácidos, la composición y la temperatura¹⁴².

Se crean superficies micro, o nanoporosas donde se ha demostrado que tienen

una buena respuesta del tejido óseo sobre la oxidación de la superficie con signos de formación de hueso directamente sobre la superficie del implante, la microscopía electrónica de barrido reveló un contacto íntimo entre el hueso y la superficie; y en los especímenes recuperados se observó un crecimiento del hueso en los poros¹⁴³

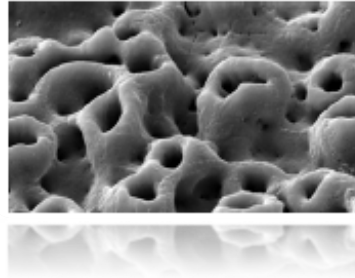


Figura 15: Superficie tratada mediante oxidación anódica¹⁴⁴.

Se investigó el torque de desinserción de este tipo de superficies con grosor de óxido diferentes, después de seis semanas de la colocación de los implantes en tibia de conejo, en comparación con los implantes maquinados. Se obtuvieron valores significativamente mayores de torque en las áreas en contacto con superficies anodizadas¹⁴⁵.

Podemos concluir que en la superficie tratada mediante oxidación anódica:

- El hueso empieza a formarse en la fase temprana de cicatrización
- Existe mayor estabilidad mecánica durante la fase crítica de la cicatrización.
- La caída inicial de la estabilidad del implante disminuye, reduciendo por tanto el riesgo de fracaso temprano del implante.

b.2.3) Tratamiento de Superficie mediante Arenado

El chorreado de arena, arenado ó granallado consiste en el lanzamiento de partículas de diferente tamaño sobre la superficie del implante, consiguiendo producir asperezas en la superficie para mejorar la aposición ósea. Además, se han encontrado fibroblastos adheridos con mayor dificultad a esta superficie tratada, lo que podría limitar la proliferación del tejido blando y potencialmente favorecer la formación de tejido óseo¹⁴⁵⁻¹⁴⁶.

Este proceso implica el uso de un material abrasivo como partículas de arena u

óxido de titanio (TiO); estas últimas presentan un tamaño medio de 25 μm y pueden producir una superficie moderadamente rugosa en un rango de 1-2 μm^1 . Distintos minerales cerámicos, vítreos o abrasivos sintéticos son también utilizados en el chorreado de la superficie¹⁴⁷, así como el óxido de aluminio (Al₂O₃), el cual es insoluble en ácido y por tanto es difícil de quitar de la superficie de titanio. En algunos casos, estas partículas tienden a ser liberadas en los tejidos circundantes y a interferir en la osteointegración.

Las partículas cerámicas se proyectan a través de una boquilla a alta velocidad por medio de aire comprimido. Dependiendo del tamaño de las partículas, se obtendrán diferentes rugosidades en la superficie, este proceso depende del número y de la velocidad de las rotaciones a las cuales está sometido el implante, así como también de la presión y del tamaño de las partículas¹³⁶.

Existen estudios que determinan la importancia del grano del chorreado, en los que se concluye que un grano grueso es más favorable para la fijación de células, la proliferación y la diferenciación de las mismas que el tratamiento de la superficie con un grano fino. De este modo y como consecuencia, la osteointegración también se verá favorecida con un grano grueso¹⁴⁸.

Wennerberg y cols¹⁴⁹ realizaron un estudio en conejos con implantes arenados con partículas de TiO₂ y Al₂O₃ donde evaluaron la respuesta biológica al arenado con los dos materiales y también compararon la respuesta histológica del implante mecanizado y rugoso insertado en hueso esponjoso. Sus resultados demostraron que los implantes arenados con partículas de 25 μm de TiO₂ y Al₂O₃ tuvieron similares estructuras de superficie, sin embargo los implantes arenados con partículas de 75 μm mostraron una mayor rugosidad. La fuerza para la remoción del implante fue mayor para los arenados con Al₂O₃ (26,5 Ncm) que el de TiO₂ (24,9Ncm) sin embargo la diferencia no fue estadísticamente significativa.

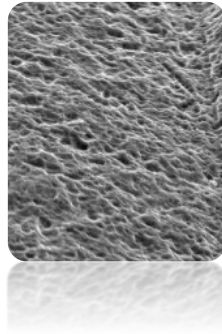


Figura 16: Superficie tratada mediante arenado¹⁵⁰.

Los implantes con superficie arenada han demostrado también su eficacia en protocolos de carga inmediata¹⁵⁰.

Diferentes estudios en conejos¹⁵¹⁻²³ encontraron que los implantes con superficie chorreada presentaban un mayor contacto hueso/implante que los de superficie mecanizada. Observaron que los implantes con esta superficie arenada necesitan una mayor fuerza de torque para su remoción, en comparación con los de superficie lisa o mecanizada. La microrugosidad de este tipo de superficie es medida en un rango de 1-10 μm , lo que optimiza la interacción hueso-superficie¹⁵².

b.2.4) Tratamiento de Superficie mediante Arenado y Grabado ácido

Una variedad del tratamiento anterior consiste en realizar primeramente un chorreado de arena de grano grueso y a continuación un grabado ácido a elevadas temperaturas durante varios minutos, lo cual proporciona a la superficie del implante una media de rugosidad de 2 μm , mientras que la rugosidad de los implantes tratados solo con grabado ácido es de 1,3 μm ¹⁵¹.

Al aumentar su rugosidad, se obtiene de manera inminente una mejor adhesión de las células de estirpe osteoblástica ya que estos sufren una modificación en su fenotipo y como consecuencia a este hecho acontece una mayor proliferación de células en la superficie del implante, favoreciendo así una osteointegración más rápida y un anclaje en el hueso mejor, permitiendo la reparación y regeneración ósea en un periodo de seis semanas con alta predictibilidad de éxito en los tratamientos estándar.

Diversos estudios *in vivo* realizados en animales de experimentación han demostrado que la osteointegración puede facilitarse por el incremento de la rugosidad de la superficie de los implantes promovida por la acción del chorreado de arena y el grabado ácido¹⁴³. Estudios en minipigs con implantes con este tratamiento de superficie, donde el torque de remoción fue usado como una medida biomecánica del control de la osteointegración. Se retiraron a las 4, 8 y 12 semanas con valores de torques de 109,6 Ncm, 196,7 Ncm y 186,8 Ncm, respectivamente, en comparación con implantes de superficie grabada con ácidos (62,5 Ncm, 87,6 Ncm y 95,7 Ncm)^{Error! Marcador no definido.}. Dando lugar a una posibilidad de carga temprana en estos implantes¹⁵³.

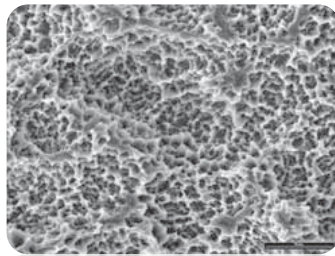


Figura 17: Superficie tratada mediante arenado y grabado ácido¹³⁸.

c) Tratamiento de Superficies Bioactivas

El tratamiento realizado para obtener una superficie bioactiva consiste en aplicar sobre la superficie implantaria materiales reactivos del tipo, fosfato cálcico y flúor, que son capaces de conseguir uniones químicas entre el implante y el hueso¹⁵².

El recubrimiento de la superficie del implante con una capa de CaP (apatita) para conseguir bioactividad ha recibido mucha atención por parte de los investigadores, por la similitud de este material con el hueso natural, habiendo demostrado que mejoran la osteoconductividad del implante y aceleran la cicatrización ósea temprana y la unión al hueso por su rápida adsorción de proteínas.

Numerosas son las técnicas que han intentado conseguir este recubrimiento de CaP, si bien una de las más eficaces es la descrita por Kokubo en 1996¹⁵⁴, que consistía

en un proceso de inmersión alcalina, un tratamiento térmico y un posterior tratamiento biomimético mediante inmersión en un fluido corporal simulado, con lo que se conseguía una capa de apatita sobre la superficie del titanio que interactuaba con el hueso subyacente acelerando el proceso de osteointegración^{155,154}.

c.1) Tratamiento de Superficie mediante Arenado y Grabado Ácido activa

Las superficies convencionales de titanio disponibles poseían una baja energía superficial y un carácter marcadamente hidrófobo debido a su microtopografía y a los hidrocarburos adsorbidos.

Recientemente, la superficie con chorreado de partículas y grabado ácido ha sido perfeccionada con un proceso químico hidrófilo que permite favorecer desde su comienzo la cicatrización y estimular la etapa inicial de la osteointegración. La humectabilidad de la superficie se consigue mediante un lavado en una atmósfera de nitrógeno que evita que los elementos pasivos entren en contacto con la superficie del implante; sumergiéndose después en una solución isotónica de cloruro sódico. De esta forma, esta superficie posee una mayor energía libre superficial que da como resultado su activación química y una menor contaminación atmosférica.

La primera superficie de estas características fue la SLActive (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) es una modificación de la superficie clásica obtenida mediante chorreado de arena y grabado ácido (SLA- Institut Straumann AG, Basel, Switzerland-), que después es introducida en una atmósfera de nitrógeno para evitar la contaminación de los elementos pasivos del aire, y posteriormente almacenada en una solución salina isotónica; de esta manera cambia la tensión superficial, obteniendo una mayor energía superficial negativa y una elevada humectabilidad²⁷. Esta superficie ha mostrado excelentes resultados clínicos respecto a su predecesora tanto en estudios clínicos como experimentales²⁷⁻¹⁵⁶.

Existen estudios que comparan la reacción celular en diferentes microestructuras de titanio y concluyen que la superficie lavada en una atmósfera de nitrógeno nos proporciona los siguientes aspectos¹⁵⁷:

1. La producción de osteocalcina aumenta considerablemente, así como la

fosfatasa alcalina, la PGE2 y el TGF- β 1.

2. La reacción celular temprana se ve claramente favorecida debido a la superficie químicamente activada.

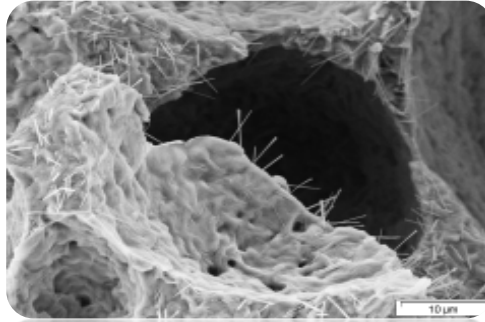
3. Se observa una producción significativamente mayor (hasta 10 veces superior) de factores locales de crecimiento.

4. Se observa una mayor osteogénesis in vivo, que sugieren se debe en parte a los efectos estimuladores de la energía libre superficial superior (actividad química) sobre los osteoblastos. Se logra así una rápida osteointegración capaz de dar mayor seguridad en los protocolos clínicos por ser más predecible la estabilidad primaria de los mismos.

La condición atmosférica de Argón, es otra posibilidad existente para el tratamiento de las superficies implantarias. El implante se somete a un grabado ácido y arenado seguido de un tratamiento de plasma frío de Argón, atmósfera no reactiva de gas que de todas formas iones, electrones y otros elementos químicos que al ser acelerados por el campo eléctrico presente en el plasma, chocan contra la superficie del implante evitando su oxidación.

Recientemente, la investigación se ha centrado de manera novedosa en eliminar la adsorción inespecífica de proteínas sobre la superficie del implante simultáneamente mediante la adición de bioligandos (pequeños péptidos) que permiten interacciones celulares específicas. Permitted diseñar superficies que promuevan la inserción de células pero no bacterias o superficies que exhiban una inserción preferencial sobre los osteoblastos.

Un estudio realizado por la Universidad Politécnica de Cataluña en el año 2006¹⁵³ obtienen sobre la superficie del implante dental de titanio una capa de fosfato cálcico del mismo contenido mineral que el hueso, que tiene como consecuencia una muy rápida y eficaz osteointegración. Esta capa se obtiene mediante un método biomimético por vía termoquímica. La capa se une al sustrato por enlace químico. Así se evitan todos los inconvenientes de los métodos de recubrimiento convencionales cuya unión es por interacción mecánica, lo cual provocaba que hubiese espacio vacío entre el sustrato y la capa facilitando un desprendimiento y degradación acelerados de la misma y la colonización bacteriana produciendo una periimplantitis.



*Figura 11: Implante bioactivo.*¹⁵⁰

Con la formación de la capa por el método termoquímico, sobre la superficie rugosa del implante, el tiempo de cicatrización se reduce significativamente ya que colocamos una estructura en la superficie del implante que las células reconocen, facilitando el crecimiento óseo alrededor del implante dental. A esta capacidad de formar capas cerámicas de fosfato de calcio en la superficie del biomaterial se la conoce como bioactividad y, anteriormente, era una habilidad que sólo tenían algunas cerámicas y vidrios. El desarrollo y obtención de estos implantes de titanio con una rugosidad optimizada y bioactivos combina una magnífica fijación mecánica con la rapidez del crecimiento del hueso, con lo que se consigue un implante con mejor osteointegración tanto a corto como a largo plazo.

c.2) Tratamiento de Superficie mediante Granallado de partículas de alúmina, inmersión alcalina y posterior tratamiento térmico

Del desarrollo de esta técnica de Kokubo ha surgido la superficie ContacTi (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra), siendo obtenida mediante un tratamiento en dos pasos de la superficie, un granallado de partículas de alúmina para conseguir una microrugosidad óptima para la adhesión, proliferación y diferenciación de células osteoblásticas humanas, y un tratamiento posterior (inmersión alcalina y tratamiento térmico)¹⁵⁴. Que se describen a continuación:

El granallado de partículas de alúmina (Al_2O_3) y pasivado ácido; consisten en un primer bombardeo a la superficie con unas pequeñas partículas cerámica biológicamente inertes dando lugar a una superficie con concavidades, formando picos y valles, aumentando la osteoconducción y consecuentemente, un rápido crecimiento del hueso, incrementado las fuerzas de adhesión al hueso.

El tratamiento térmico se lleva a cabo sumergiendo el metal en una solución de 10 ml de NaOH 5M a 60 °C durante 24 horas, luego se enjuaga con agua destilada y se seca a 40 °C durante 24 horas. Finalmente se somete a un tratamiento térmico en un horno tubular sin precalentamiento que la temperatura aumenta con una rampa de 5°C/minutos hasta alcanzar los 600 °C, donde se mantiene una hora.

Después de realizar los tratamientos de superficie, todos los implantes son limpiados por ultrasonidos en jabón y agua destilada durante 10 min, se secan con gas nitrógeno y se esterilizan en óxido de etileno a 37 °C y 760 mbar durante 5 horas.

La superficie del metal se modifica mediante un proceso termoquímico transformándolo de bioinerte a bioactivo, gracias a la formación de un gel denso y amorfo de titanato de sodio¹⁵⁸. De esta manera la superficie adquiere bioactividad, habiendo demostrado in vitro la formación por cristalización de una capa de hidroxiapatita sobre la misma cuando es introducida en un fluido corporal simulado¹⁵⁸⁻¹⁵⁹.

En efecto esta superficie es capaz de reproducir las primeras fases de la formación ósea una vez que entra en contacto con los fluidos biológicos sin necesidad de la intervención de las células osteoblásticas.

Gil y cols.¹⁶⁰ han demostrado en modelos animales que esta superficie permite una osteointegración acelerada con respecto a las en uso hoy en día, con la seguridad que el implante dental puede ser cargado.

El uso de implantes con este tipo de superficie biomimética puede ser una excelente candidata para los protocolos de carga inmediata o carga temprana, que el resto de los implantes tratados.

Dada la importancia de las superficies implantarias y puesto que es aceptado que las superficies rugosas son los más adecuadas para permitir acortar los tiempos de tratamiento, así como la morfología de los implantes, entendemos justificado el testar las diferentes superficies, que pueden influir en una mejor cicatrización.

Teniendo como objetivo buscar una cicatrización mejorada entre las fases de osteointegración entre la 2^a y 4^a semana (periodo donde encontramos la formación de

hueso reticular e inmaduro y se inicia el remodelado óseo), que es cuando peor comportamiento tienen los implantes, siendo un periodo importante a mejorar. Realizando una inserción implantes mejorada o más fácil, con un nivel alto de estabilidad (espiras más afiladas) o presentando un menor espacio entre la osteotomía y la superficie del implante (cambio del núcleo).

2.- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS

Uno de los factores más influyentes en la osteointegración de los implantes es la morfología y superficie del mismo. Son numerosos y constantes los avances en este campo. Actualmente se busca una morfología que logre la mayor superficie de área funcional con el hueso, un mayor porcentaje de hueso en contacto con el implante (BIC) y una mejor distribución del estrés bajo cargas funcionales. A la vez que se buscan superficies activas que aumenten el contacto entre el hueso y el implante.

En este estudio queremos valorar el grado de osteointegración de implantes con diferente morfología y superficies, con misma longitud y diámetro, dado que a mayor integración (BIC), más posibilidades tendrá de ser exitosos con carga inmediata.

Nuestra hipótesis de trabajo es:

Hay diferencias significativas en el grado de osteointegración y estabilidad primaria, entre implantes con diferentes tratamientos de superficies y morfología.

OBJETIVOS

El objetivo principal es evaluar los cambios en la aposición ósea que se produce sobre diferentes superficies y morfologías en diferentes intervalos de tiempo .

El histopatólogo que realizó la histomorfometría desconoció cuál es la superficie del implante que evaluaba y los datos fueron interpretados por un analista que desconoció a que grupo pertenece cada superficie.

OBJETIVO PRINCIPAL:

Valorar la influencia del diseño microscópico del implante así como la morfología o diseño macroscópico del implante en la osteointegración (BIC), realizando la evaluación estadística de cambios significativos en el porcentaje de contacto hueso superficie del implante.

Evaluar el porcentaje de contacto hueso-implante a las 2, 4, 8 semanas.

OBJETIVOS SECUNDARIOS:

- Valoración de la estabilidad de los implantes y su evolución. Dicha medición se realizará con el sistema de Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR) (Ostell ISQ). Los datos se registrarán en el momento de la colocación de los implantes y en el momento del sacrificio de los animales.
- Comprobación de las tasas de éxito y fracaso en cada diseño de implantes.
- Relación entre la estabilidad de los implantes, registrado mediante el sistema de AFR, y los datos obtenidos del estudio de histomorfometría.

3.- MATERIAL Y MÉTODOS

3.1.- MATERIAL

Este estudio se realizó por el Máster de Periodoncia e Implantes de la Facultad de Odontología de Sevilla con la aprobación del comité de ética del Vicerrectorado de Investigación. (Anexo I).

En el estudio se van a valorar la influencia de diferentes superficies de implantes así como de diferentes morfologías de implantes en la cicatrización ósea (Tabla 1)

A.- Superficie arenada + grabado ácido, SLA®, (Institut Straumann AG Basel, Suecia) de 4,1 mm de diámetro, 8 mm de longitud y 1,8mm cuello pulido, con morfología Tissue level.

B.- Superficie arenada + grabado ácido (ácido hidroclorehídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno y posterior limpieza con plasma, SLActive®, (Institut Straumann AG Basel, Suecia), de 4,1 mm de diámetro y 8 mm de longitud de y 1,8mm cuello pulido con morfología Straumann Tissue level.

C.- Superficie granallada con partículas de alúmina y ataque con ácido clorhídrico, Shotblasting®, morfología Essential Cone, (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de 4 mm de diámetro, 8 mm de longitud y 1,5 mm de cuello pulido.

D.- Superficie ContactTi®, superficie de granallada o bombardeada con partículas de alúmina y posterior inmersión y tratamiento térmico, con morfología Essential Cone (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de 4 mm de diámetro, 8 mm de longitud y 1,5mm de cuello pulido.

E.- Superficie arenada más pasivado ácido con morfología Essential Cone (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de 4 mm de diámetro, 8 mm de longitud y 1,5 mm de cuello pulido.

F.- Superficie arenada más pasivado ácido (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) morfología de implante Straumann Tissue Level 4,1 mm diámetro, 8 mm longitud y 1,8 mm de cuello pulido.

G.- Superficie arenada más pasivado ácido (ácido hidroclorehídrico/ ácido sulfúrico) en ambiente de argón con morfología Essential Cone, (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de 4 mm de diámetro, 8 mm de longitud y 1,5 mm de cuello pulido.

H.- Superficie arenada con óxido de alúmina más pasivado ácido con morfología del implante modificada (prototipo), (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra). El tamaño de los implantes será de 4 mm de diámetro, 8 mm de longitud y 1,5 mm de cuello pulido.

CÓDIGO	Compañía	Tamaño	Tratamiento de superficie	Macrodisño	Comentarios
A	Straumann	4.1x8mm	Arenado+ grabado ácido	Straumann Tissue Level	SLA®
B	Straumann	4.1x 8mm	Arenado + grabado ácido (ácido hidroclorhídrico /sulfúrico) en atmósfera de nitrógeno	Straumann Tissue Level	SLActive®
C	Klockner	4x8mm	Superficie granallada con partículas de alumina y ataque ácido con ácido hidroclorhídrico .	Essential cone	Shotblasting®
D	Klockner	4x8mm	Granallado o bombardeado con partículas de alúmina (Al ₂ O ₃) y posterior inmersión alcalina y tratamiento térmico	Essential cone	Contacti®
E	Klockner	4x8mm	Arenado + ataque ácido	Essential cone	Test 1
F	Klockner	4x8mm	Superficie granallada con partículas de alumina y ataque ácido con ácido hidroclorhídrico	Straumann Tissue Level	Shotblasting®
G	Klockner	4x8mm	Superficie arenada con óxido de alúmina + ataque ácido (ácido hidroclorhídrico /sulfúrico) en ambiente de argón	Essential cone	Test 2
H	Klockner	4x8mm	Superficie arenada con óxido de alúmina + pasivado ácido	Diseño Prototipo	Shotblasting®

Tabla 1. Morfología y tratamiento de superficie de los diferentes implantes utilizados

Macrodisño

Con el fin de evaluar el efecto de la morfología con la capacidad de curación del hueso, las morfologías estudiadas son el Straumann Tissue Level, Essential Cone Klockner y el implante Prototipo.

El macrodisño del implante Straumann Tissue Level – con paredes paralelas- presenta espira en V de 18° paso de rosca 1,25 mm anchura cresta de la espira 0,1mm

La morfología del implante Essential Cone se caracteriza por ser un implante cónico con una espira en V de 45° de angulación, un paso de rosca de 2.2 mm con dos entradas para aumentar la velocidad de inserción, anchura de la cresta de la espira de 0,21mm

La morfología del implante prototipo es similar al implante Essential Cone de Klockner pero difiere en una reducción de 2 décimas en el núcleo del implante, una forma más afilada en las espiras y anchura de la cresta de la espira es de 0,12 mm. *(Véase Figura 8 página 34).*

Las diferentes morfologías a estudiar quedarían resumidas en las siguientes superficies.

- Morfología Straumann superficies: A,B,F
- Morfología Essential cone Klockner:C,D,E,G
- Morfología implante prototipo:H

Las morfologías se compararon presentando el mismo tratamiento superficial que fue el Shotblasting (superficie granallada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico).

Microdisño

Las diferentes superficies estudiadas fueron SLA (superficie arenada más grabado ácido) (Sa/rugosidad 0.96 ± 0.07), SLActive (superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en una atmósfera de nitrógeno (Sa / rugosidad 1.69 ± 0.03)¹⁶¹, Shotblasting (superficie granallada con óxido de alúmina más pasivación ácida) (Sa / rugosidad 3.1 ± 0.4), ContacTi (superficie granallada o bombardeada con

partículas de alúmina (Al₂O₃) y posterior inmersión alcalina y tratamiento térmico) (Sa / rugosidad 3.5 ± 0.3), Superficie Test 1 (superficie arenada más ataque ácido) (Sa / rugosidad 2.30 ± 0.18), Superficie Test 2 (superficie arenada más ataque ácido en un ambiente de argón) (Sa / rugosidad 2.67 ± 0.39).

Se evaluó la rugosidad de las superficies de prueba en el marco de las recomendaciones de Wennerberg y Albrektsson¹²¹ sobre la evaluación topográfica de los implantes dentales. Se utilizó una microscopía interferométrica de luz blanca (Wyko NT1100, Veeco). El área de análisis de superficie fue $459.9 \times 604.4 \mu\text{m}^2$ para todas las superficies microrough. El análisis de datos se realizó con el software Wyko Vision 232TM (Veeco, EE. UU.). Se usó un filtro gaussiano para separar la ondulación y la forma de la rugosidad de la superficie. Se aplicaron valores de corte, $\lambda_c = 0,8 \text{ mm}$, para superficies microrrugosas. Las mediciones se realizaron en tres superficies diferentes de cada tipo de tratamiento de superficie para caracterizar el Ra (la rugosidad promedio), que es el promedio aritmético de los valores absolutos de la distancia de todos los puntos del perfil a la línea media.

3.2.- MÉTODOS

Diseño del Estudio

El estudio consta de 2 estadios quirúrgicos y que se realizará sobre maxilares de 12 cerdos minipigs.

3.2.1.- CIRUGÍA DEL ANIMAL

El estudio se realizó en un número reducido de animales¹⁶². Doce cerdos minipigs, hembras, de 6 años de edad, proporcionadas por la Universidad de Córdoba, Servicio de Animales Experimentales Centralizados, Rabanales Campus con número de registro ES14021000000933 de ganadoras autorizadas a favor de los señores Nahúm Ayala y Ríos-Santos, proyecto número 20-08-15-293 con la aprobación del Comité de Ética de la Junta de Andalucía. Se cumplieron todos los requisitos para la experimentación con animales, en cumplimiento de la normativa vigente en España y la Unión Europea.

Los animales fueron alimentados con una dieta de alimentos en polvo y líquidos durante todo el estudio, sometidos a la profilaxis oral con una técnica aséptica tres semanas antes de las cirugías experimentales. La alimentación de los animales se suspendió la noche antes de la cirugía. Los animales fueron pre anestesiados con Xylazine Hydrochloride y Ketamine, y mantenidos con anestesia con gas (Isoflurane al 5% - Oxígeno). Se mantuvieron hidratados durante la cirugía administrando la solución de Ringer Lactate por vía intravenosa. El corazón del animal y las tasas de respiración también fueron monitoreados. Las instrucciones recomendadas por los fabricantes se siguieron en todo momento para la inserción del implante.

Los 12 cerdos minipigs se dividieron aleatoriamente en tres grupos, colocando ocho implantes de forma aleatoria en los maxilares de cada cerdo, uno de cada tipo.

Primer procedimiento quirúrgico

Durante la primera cirugía se extraerán cuidadosamente los dientes posteriores del maxilar, bicúspides y molares, bajo anestesia general realizando una incisión en la región premolar y molar en ambos lados maxilares. Se permitió la cicatrización de las localizaciones durante al menos 6 meses con la finalidad de alcanzar una cresta alveolar completamente madura en esa zona del maxilar. Se procedió al cierre de la herida mediante sutura Supramid de 4-0 por cierre primario. Después de completar la cirugía, se administró hidrocortisona para el control del dolor y amoxicilina para prevenir la infección. Los animales se controlaron continuamente para prevenir la formación de edema, dehiscencia de la herida e infección.

Segundo procedimiento quirúrgico

Después de estos 6 meses de curación, se colocaron al azar 8 implantes (uno de cada grupo) en el maxilar de cada cerdo, al que previamente se le habían quitado todos los dientes en el primer procedimiento quirúrgico.

Los implantes se colocaron siguiendo las recomendaciones del fabricante, respetando la secuencia de fresado indicado por cada casa comercial. Al final de la preparación, se verificó la profundidad para asegurar que el cuello pulido se colocaba supracrestal y que la separación entre ellos era de al menos 4 mm.

La preparación del lecho óseo para los implantes Straumann fue la siguiente:

1. Marcación del lugar del implante: Con la fresa redonda Ø 1,4 mm marcaremos el lugar de colocación a 800 rpm
2. Preparación del lecho implantario hasta 8mm con la fresa piloto Ø 2,2 mm a 800rpm
3. Continuando con la preparación del lecho implantarlo con la fresa Ø 2,8 mm a 600 rpm.
4. Colocación del medidor para comprobar que estamos a la profundidad correcta.
5. Ensanchamiento del lecho implantario fresa helicoidal Ø 3,5 mm a 500 rpm.
6. Valoración de la profundidad final de la preparación.

Para colocar los implantes Klockner realizamos los siguientes pasos:

1. Inicio con fresa lanceolada a 1500-3000 r.p.m.
2. Continuación con marcación del eje del implante con la fresa de Ø 1,8 mm a 300- 600 r.p.m.
3. Ampliación del lecho implantario con fresa Ø2,8mm a 300-600 rpm
4. Colocación del medidor para comprobar la profundidad
5. Continuando con la fresa de perfil de Ø 4,5 mm hasta la primera marca a 1500-3000 r.p.m.)
6. Fresado para la colocación del implante Ø3,6mm a 300-600 rpm
7. Comprobación de la profundidad de la preparación.

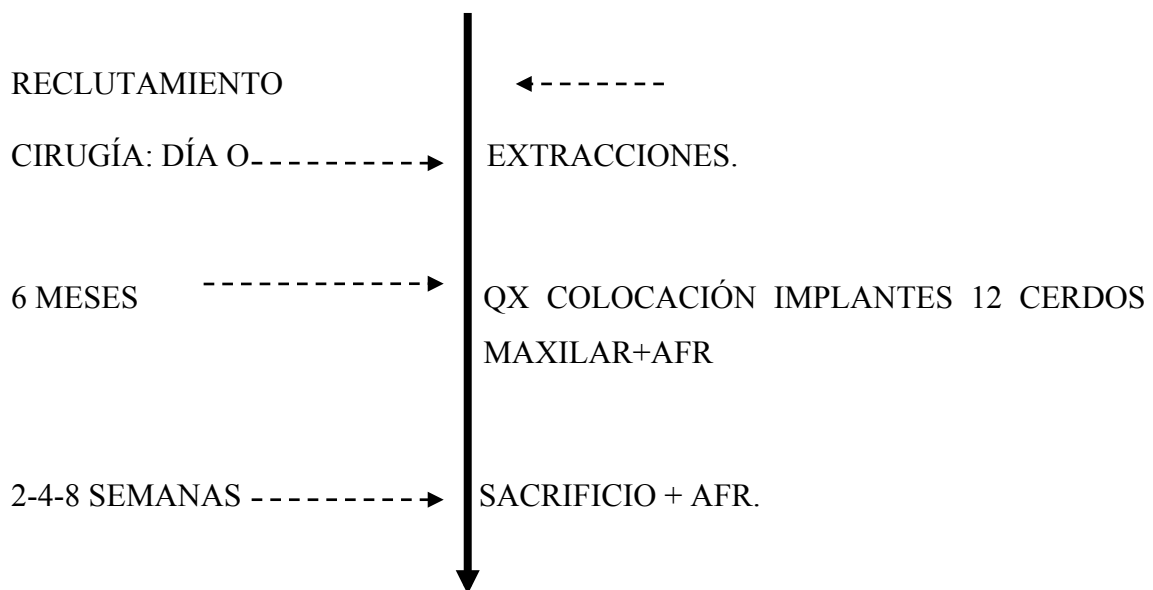
Una vez colocados los implantes se procederá a la toma del valor de la estabilidad del implante mediante Análisis de Frecuencia de Resonancia (AFR) mediante el atornillado del Smart Peg (Osstell ISQ®) y determinación del valor ISQ según procedimiento sugerido por el fabricante. Se colocarán tapones de Cierre de 2 mm de altura. Tras irrigación se cerrará la herida mediante suturas interrumpidas, buscando el cierre primario, realizadas con sutura sintética Supramid 4-0.

Al finalizar la cirugía, se administró hidrocloreuro de buprenorfina y amoxicilina, seguido de una monitorización continua como se describió previamente.

Los implantes fueron colocados por el mismo cirujano, cirujano con un mínimo de experiencia de 10 años en implantología oral y así mismo ampliamente experimentado en el uso de ambos sistemas de implantes.

CRONOGRAMA

El cronograma del estudio queda reflejado en el siguiente gráfico:



Sacrificio del animal

El sacrificio de animales se realizó mediante una sobredosis de pentotal de sodio en la perfusión a través de las arterias carótidas. Esta solución también contenía una mezcla compuesta de glutaraldehído al 5% y formaldehído al 4% a un pH de 7,2. Cada grupo fue sacrificado en un punto de tiempo diferente de la segunda cirugía, siendo 2, 4 y 8 semanas, respectivamente.

Inmediatamente después del sacrificio, se expondrán los implantes para tomar el valor de AFR habiendo cuatro implantes colocados en cada lado.

3.2.2.- PROCESAMIENTO HISTOLÓGICO Y ANÁLISIS HISTOMORFOMÉTRICO.

Para el procesado de muestras se ha usando el sistema de corte y pulido EXAKT 310® (EXAKT Vertriebs, Norderstedt, Alemania) y el metilmetacrilato (MMA) como medio de inclusión.

Los maxilares objeto de estudio se cortaron (Exakt 310, Exakt, Alemania) para delimitar el implante y el hueso que lo rodeaba en secciones con un grueso nunca mayor a 4 mm para asegurar una correcta fijación posterior. Seguidamente se sumergieron para su fijación en una solución de formol tamponado al 4% durante un mínimo de dos semanas hasta el momento de su procesado combinado con cloruro cálcico (Cl₂Ca) (1%) para la preparación histológica (Schenk y cols. 1984). Las piezas serán deshidratadas y embebidas en metil-metacrilato. Descrito a continuación:

1. Primera etapa de infiltración. Solución 1:1 de resina de MMA y etanol absoluto durante una semana.
2. Segunda etapa de infiltración. Resina de MMA durante tres semanas.
3. Incrustación. Las muestras y la resina de la infiltración se introdujeron en los moldes del fotopolimerizador (Histolux, Kulzer-Heraus, Alemania) y se expusieron a dos horas de luz blanca y cuatro horas de luz ultravioleta.

Cada bloque polimerizado se cortó siguiendo la dirección axial del implante mediante la sierra de cinta de diamante irrigando para evitar sobrecalentamiento y deterioro de los tejidos circundantes al implante, a máxima velocidad de rotación de la banda y mínima carga de avance. Todas las secciones se pulieron hasta un acabado óptico con la pulidora automática (Exakt 400 CS, Exakt, Alemania).

Se cortaron en dirección buco-lingual y paralelas al eje del implante, mientras que las de origen tibial en dirección medio-lateral. Se realizó tres secciones en cada implante. Estas secciones tenían aproximadamente 500 µm de espesor, estaban sin descalcificar, se utilizó una sierra de diamante a baja velocidad con refrigeración (Leco Corporation). A continuación, se pegaron las secciones con cemento acrílico a

Plexiglass opaco, preparadas a un espesor final de 80 μm , y teñidas superficialmente con azul de toluidina seguida de fuchina básica.

Los cortes pulidos se examinaron con un microscopio electrónico de barrido (SEM, JSM-6400, Jeol, Japón) utilizando electrones retro dispersos para diferenciar aún más el hueso de la superficie. Se obtuvieron imágenes con diferentes aumentos.

El estudio histológico se llevó a cabo de tal forma que el histopatólogo a cargo del estudio histomorfométrico desconocía el tipo de muestra en cada animal evaluado. Tres parámetros principales fueron analizados:

- BIC: El porcentaje de contacto directo entre hueso mineralizado y la superficie de titanio (contacto hueso-implante)
- BAT: El área de hueso mineralizado respecto al total de tejido que se encuentra en el área entre dos espiras
- ROI: densidad de área ósea en la zona exterior delimitada por el inicio de las espiras del implante y un milímetro de profundidad,

Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR)

Se registró el AFR con el sistema Osstell ISQ[®] en el momento de la colocación del implante y en el momento del sacrificio, utilizándose de forma estándar según el protocolo descrito por el fabricante. Para la determinación del cociente de estabilidad del implante, valor ISQ, el sistema necesita que se atornille en el implante el dispositivo Smartpeg, éste se atornilla de forma manual con el instrumento plástico que suministra la compañía con un torque aproximado de 4 ó 5 N. No debe apretarse el Smartpeg en exceso dado que se puede deteriorar. Cada dispositivo Smartpeg tiene vida para la toma de 5 registros aproximadamente.

Una vez atornillado el dispositivo se tomaron dos mediciones de cada implante, registrándose el valor medio de ambas, siempre que no exista una variación entre ambas superior a 4 puntos. Cuando nos sucedió esto se tomaron dos nuevas medidas. El Smartpeg empleado con cada cerdo se esterilizó en frío y se almacenó con el resto de los registros de ese cerdo para usarlo en el momento del sacrificio. El dispositivo Smartpeg se sustituyó por un nuevo elemento cuando éste no funcionó correctamente.

La colocación de la sonda de registro del Osstell ISQ[®] con respecto al Smartpeg se realizó en todos los implantes y en ambas citas en la misma posición, de forma perpendicular al eje del Smartpeg en posición vestibular y lingual.

El valor ISQ se registró tras la colocación del implante y después del sacrificio. En la cirugía de colocación de los implantes el valor ISQ se registró de forma previa a suturar los colgajos y tras el sacrificio, se localizaron los implantes, se expusieron en el caso que estuvieran cubiertos.

Los datos obtenidos en el AFR mostraron de forma dinámica los cambios que se produjeron en la estabilidad del implante, de forma indirecta la consecución de la estabilidad biológica. (Ver apartado específico del uso del Osstell ISQ[®] para la determinación del valor ISQ).

EVALUACIONES DEL OBJETIVO PRINCIPAL.

El objetivo principal es evaluar los cambios en la aposición ósea que se produce sobre diferentes superficies y morfologías, en diferentes intervalos de tiempo.

Un especialista independiente realizó las determinaciones histomorfométricas. Este especialista desconocía al grupo al que pertenecía cada uno de los especímenes.

Con los datos obtenidos se realizó el estudio estadístico por el **Departamento de Estadística de la Facultad de Odontología Universidad de Sevilla.**

EVALUACIÓN OBJETIVO SECUNDARIO: ANÁLISIS DE FRECUENCIA RESONANCIA- VALOR ISQ.

El valor ISQ (AFR) permite conocer de forma objetiva la estabilidad de los implantes y por tanto los cambios en la estabilidad del implante en el tiempo.

La monitorización de cada uno de los implantes a lo largo del estudio permitió la obtención de datos que se analizaron por el Departamento de Estadística de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla, analizando así mismo las posibles diferencias entre las diferentes superficies y morfologías y entre los intervalos de tiempo.

El análisis del valor ISQ establecerá, no sólo su cambio en el tiempo para cada uno de los implantes, sino la relación puntual y dinámica en cada implante en función del porcentaje de contacto hueso-implante.

3.2.3.- MÉTODO ESTADÍSTICO:

a) TAMAÑO MUESTRAL:

El tamaño muestral fue fijado para la comparación de medias en dos muestras independientes, usando el programa para Cálculo de Tamaño Muestral nQuery Advisor 7.0 (2002), y la información proporcionada por estudios previos¹⁶³, determinándose un $n = 12$ por grupo, para un test bilateral, α del 5%, (nivel de significación $\alpha = 0,05$) una potencia del 80%, una desviación típica común de 13 unidades (D.S=13,0) y una diferencia esperada entre las medias de los grupos 16 unidades (clínicamente relevante y ajustada a expectativas prácticas).

b) ANÁLISIS DE LOS DATOS

El análisis estadístico fue realizado por el Departamento de Estadística de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla, utilizando el paquete estadístico IBM SPSS 24.0 para Windows. Los valores medios y las desviaciones estándar se calcularon globalmente y por grupos (área de superficie, área de superficie de cada momento, etc.)

Se aplicó un ANOVA de dos factores para comparar las variables numéricas entre los grupos. Cuando estas pruebas fueron significativas, se usaron pruebas de comparaciones múltiples (Bonferroni) para detectar los grupos que diferían y para obtener intervalos de confianza al 95% para cuantificar estas diferencias. La importancia de las diferencias se estableció para $p < 0.05$.

3.3.- ASPECTOS ÉTICOS Y MORALES

El estudio se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki, sus enmiendas de Tokio y Venecia, el Real Decreto Español del 16 de Abril de 1993 y las buenas Prácticas Clínicas vigentes en la Unión Europea (BCP de julio de 1990), incluyendo todas las relativas a la investigación animal.

Antes de comenzar el estudio los investigadores analizaron la documentación y comprobaron las finalidades estrictamente científicas del estudio. El protocolo se envió al Vicerrectorado de Investigación de la Universidad de Sevilla (Comité de Ética) cumplimentando el “*CUESTIONARIO PARA EVALUACIÓN POR EL COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN*” para Proyectos de investigación con animales de laboratorio o sus tejidos, según se adjunta en el ANEXO II. La resolución de dicha solicitud (FAVORABLE) se encuentra reflejada en el ANEXO I.

3.4.- FINANCIACIÓN

Este proyecto cuenta con el respaldo financiero de dos contratos de investigación con SOADCO SL, Proyecto Código 1162 de la Fundación de Investigación de la Universidad de Sevilla y Straumann, Proyecto Código: 1183 con Grupo de Trabajo Código 0480.

4.-RESULTADOS

Tras la cirugía de implantes, el periodo de curación transcurrió sin incidencias.

Todos los animales se recuperaron correctamente de la intervención sin complicaciones. El número final de implantes colocados en el maxilar fueron 96.

La zona periimplantaria no presentaba inflamación, edema ni movilidad ni ninguna otra complicación el día de la necropsia. Clínicamente los implantes parecían estar osteointegrados por lo que se pasó al procesado de las muestras (tabla 1).

	Frecuencia
Mandíbula 2 semanas	32
Mandíbula 4 semanas	32
Mandíbula 8 semanas	32
Total	96

Tabla 1. Número de implantes colocados en cada grupo

Para evaluar estadísticamente las diferencias de osteointegración, evaluamos el **BIC**: El porcentaje de contacto directo entre hueso mineralizado y la superficie de titanio (contacto hueso-implante); **BAT**: El área de hueso mineralizado respecto al total de tejido que se encuentra en el área entre dos espiras), **ROI**: Determina la densidad de área ósea en la zona exterior delimitada por el inicio de las espiras del implante y un milímetro de profundidad.

También valoraremos el **valor de ISQ** (análisis de frecuencia de resonancia) en el momento de la cirugía y del sacrificio.

El BIC, BAT, ROI y la evolución de ISQ se analizaron después de 2, 4 y 8 semanas.

Los análisis histológicos e histomorfométricos revelaron que las muestras mostraban una anatomía macroscópica normal para todos los puntos temporales y las condiciones estudiadas. El día de la necropsia, se observó tejido óseo normal en contacto con todos los implantes, sin hinchazón, edema, fibrosis o movilidad a su alrededor ni ninguna otra complicación. No se observaron cambios en la morfología del tejido, ni signos de aumento del recuento de células inflamatorias o necrosis.

Clínicamente hablando, los implantes parecían haberse osteointegrado, lo que fue seguido por los pasos de procesamiento de la muestra.

4.1. MACRODISEÑO

Inicialmente, evaluamos el diseño de implante macroscópico en el resultado de la oseointegración. De acuerdo con los valores de ISQ a las 2, 4 y 8 semanas, (Tabla 2) los diferentes implantes presentaron valores similares en el momento de la cirugía, sin presentar diferencias significativas entre ellos.

Esta tendencia continuó de manera similar después del punto de tiempo de 2 y 4 semanas, aunque a las 8 semanas el diseño Essential Cone presentó valores más altos que el diseño Straumann Tissue Level. Sin embargo, no hubo diferencias significativas entre los diferentes grupos.

ISQ Inicial		2 semanas	4 semanas	8 semanas
STD	70,5±7,36	68,25±8,5	69,25±3,86	68,66±4,04
ECD	70,27±6,56	72,75±5,85	70,5±5,19	76,5±3,53
PD	69,77±11,62	66,75±2,75	70,75±8,84	72,66±4,16

Tabla 2. ISQ inicial y ISQ sacrificio cuando comparamos diferentes morfologías de implantes en los diferentes intervalos de tiempo (STD: Diseño Straumann Tissue Level, ECD: Diseño Essential Cone, PD: Diseño Prototipo), con el mismo tratamiento de superficie (Shotblasting).

Con respecto al análisis histomorfométrico en los mismos puntos de tiempo, los resultados fueron ligeramente diferentes.

Los valores de BIC, como se muestra en la (Tabla 3), fueron relativamente bajos y no significativamente diferentes entre ellos a 2 y 4 semanas de tiempo, pero se volvieron significativamente diferentes a las 8 semanas, donde la morfología Straumann Tissue Level presentó diferencias significativas con el implante diseño prototipo y el diseño Essential Cone ($p < 0.05$), aunque no se encontraron diferencias significativas entre diseño prototipo y Essential Cone.

Se observó una tendencia similar para el BAT donde sólo las diferencias fueron significativas a las 8 semanas, la morfología Straumann presentó valores significativamente mayores que el Essential Cone ($p < 0.05$), mientras que no se encontraron diferencias significativas entre el implante prototipo y los otros dos grupos.

Finalmente, se analizaron los valores del ROI y seguían una tendencia similar, presentando valores similares a los 2, 4 y 8 semanas para los diferentes grupos, sin presentar diferencias significativas entre ellos en los diferentes tiempos.

En general, los resultados muestran que la morfología del implante puede presentar un efecto significativo sobre la osteointegración.

	BIC (%)	BAT (%)	ROI (%)
	Media ± Desviación estándar	Media ± Desviación estándar	Media ± Desviación estándar
2 semanas			
STD	50,5±13,01	39,75±35,70	53±41,01
ECD	49,73±15,60	35,6±22,05	60,48±13,77
PD	44,4±19,02	40,85±28,28	74,42±26,62
4 semanas			
STD	53,65±18,15	46,93±24,20	65,9±12,42
ECD	51,48±19,07	44,23±15,94	66,68±16,48
PD	36,73±23,12	34,93±21,50	66,17±14,09
8 semanas			
STD	70,7±14,20	67,15±11,91	70,88±27,59
ECD	47,3±3,14	50,31±2,57	56,68±5
PD	71,76±3,41	71,73±6,30	77,15±7,84

Tabla 3. BIC, BAT, ROI, Cuando comparamos diferentes morfologías de implantes en diferentes periodos de tiempo. (STD: Diseño Straumann Tissue Level, ECD: Diseño Essential Cone, PD: Diseño prototipo), con el mismo tratamiento de superficie (Shotblasting).

4.2.- MICRODISEÑO

Seguidamente evaluamos el efecto de la morfología de la superficie en las diferentes variables.

Inicialmente evaluamos las diferencias entre la superficie chorreada o granallada con partículas de alúmina y el ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) y las conocidas superficies utilizadas por Straumann, la superficie grabada con chorro de arena y ácido (SLA) y el grabado ácido con arenado (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en una atmósfera de nitrógeno (SLActive).

En términos de valores de ISQ (tabla 4), tanto la superficie chorreada de arena más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en atmósfera de nitrógeno (SLActive) se realizaron de forma ulterior, presentando altos valores en todos los tiempos.

Ambos presentaron valores significativamente más altos en comparación con la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) a las 4 y 8 semanas ($p < 0.05$).

	ISQ Inicial	2 semanas	4 semanas	8 semanas
A	74,5 ±8,05	76,25±16,19	81±1,41	81,67±4,04
B	76,16±8,50	79,33±4,51	78,66±4,16	80,5±3,69
F	70,5 ±7,36	68,25±8,5	69,25±3,86	68,66±4,04

Tabla 4. ISQ inicial en la cirugía y ISQ y sacrificio cuando comparamos diferentes superficies; A (SLA), B (SLActive) y F (Shotblasting) con la misma morfología Straumann Tissue Level.

Con respecto al análisis histomorfométrico, como se muestra en la (Tabla 5), los valores de BIC mostraron ser similares a las 2 semanas entre los diferentes grupos, aunque estos valores se volvieron significativamente más altos a las 4 semanas para la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en un atmósfera de nitrógeno (SLActive) en comparación con la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) ($p < 0,05$).

A las 8 semanas, la superficie arenada más grabada con ácido (SLA) y la arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en una atmósfera de nitrógeno (SLActive) no aumentaron significativamente sus valores, mientras que la superficie granallada con partículas de alúmina y ataque con ácido clorhídrico (Shotblasting) aumentó significativamente los valores, sin presentar diferencias significativas entre los tres.

Los valores de BAT mostraron valores predominantes en todos los puntos para la superficie tratada con chorro de arena más ataque ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en una atmósfera de nitrógeno (SLActive), aunque los valores no fueron significativamente más altos en ningún punto de tiempo.

Finalmente, los valores de ROI presentaron una tendencia similar en todos los casos que no mostraron diferencias significativas entre ellos.

Por lo tanto, los resultados demuestran el mayor rendimiento de la superficie arenada más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en una atmósfera de nitrógeno (SLActive), en comparación con la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting).

	BIC (%)	BAT (%)	ROI (%)
	Media ± Desviación estándar	Media ± Desviación estándar	Media ± Desviación estándar
2 semanas			
A	53,56 ±19,80	32,4 ±12,69	41,65 ±9,58
B	61,56 ±12,77	39,52 ±9,61	47,35 ±5,78
F	50,55 ±13,01	39,75 ±35,70	53 ±41,01
4 semanas			
A	81,6 ±12,17	57,05 ±20,38	62,05 ±14,98
B	85,36 ±13,26	67,85 ±11,84	62,66 ±17,11
F	53,65 ±18,15	46,93 ±21,33	65,9 ±12,92
8 semanas			
A	80,73 ±8,48	75,66 ±10,53	78,43 ±9,75
B	87,17 ±4,45	78,03 ±6,55	74,38 ±12,51
F	70,7 ±14,20	67,15 ±11,91	70,88 ±27,59

Tabla 5. BIC, BAT, ROI, en el momento del sacrificio cuando comparamos diferentes superficies; A (SLA), B (SLActive) y F (Shotblasting) con la misma morfología Straumann Tissue Level.

Seguidamente evaluamos las diferencias entre la superficie chorreada con partículas de alúmina y el ataque con ácido clorhídrico (Shotblasting) y la nueva superficie ContacTi propuesta por Klockner (Granallado o bombardeado con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico), así como con las dos nuevas superficies test diseñadas.

Los valores de ISQ que se muestran en la (Tabla 6) generalmente mostraron valores similares desde el momento de la implantación hasta los valores de las 8 semanas, y durante todos los periodos de tiempo en valores entre 70 y 75, no mostraron diferencias significativas entre los diferentes grupos.

ISQ Inicial		2 semanas	4 semanas	8 semanas
C	70,27±6,56	72,75±5,85	70,5±5,19	76,5±3,53
D	71,89±5,62	73,33±4,72	72,5±2,38	73,5±1,29
E	69,77±7,06	75,75±3,77	76±4,24	67,5±4,79
G	72,71±4,48	75,33±9,87	74,75±3,30	74,67±6,11

Tabla 6. ISQ momento de la cirugía e ISQ al sacrificio cuando comparamos diferentes superficies; C (Shotblasting), D (Contacti), E (Superficie test 1), G (Superficie test 2) con la misma morfología Essential.

En cuanto al análisis histomorfométrico, como se muestra en (Tabla 7), los valores de BIC a las 2 semanas presentaron valores bajos generalmente, presentando valores significativamente menores entre la superficie con chorreado de arena más el ataque (superficie test 1) y la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) ($p < 0.05$).

A las 4 semanas, la superficie de granallada o bombardeada con partículas de alúmina y posterior inmersión y tratamiento térmico (ContacTi) aumentaron significativamente hasta 83.2, presentando valores significativamente más altos en comparación con la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) y la superficie arenada más ataque ácido (superficie test 1) ($p < 0,05$).

Al final, a las 8 semanas los valores generalmente aumentaron, sin presentar diferencias significativas entre las diferentes superficies.

El análisis del BAT reveló un patrón similar, mostrando en general un valor más alto para la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) y la superficie arenada con óxido de alúmina más ataque ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en argón medio ambiente (superficie test 2), sin diferencias significativas entre los grupos.

A las 4 semanas, la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina y posterior inmersión alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) alcanzó un mejor valor, aunque no mostró diferencias significativas con otras superficies. A las 8 semanas, todos los valores estaban en el rango de 55% sin presentar una diferencia significativa entre ellos.

Finalmente, los valores de ROI mostraron inicialmente mejores resultados para la superficie chorreada con partículas de alúmina y ataque ácido con ácido clorhídrico (Shotblasting) y la superficie arenada con óxido de alúmina más ataque ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en ambiente de argón (Superficie test 2), sin valores significativamente más altos.

A las 4 y 8 semanas, los valores fueron similares entre los diferentes grupos, sin mostrar diferencias significativas entre los diferentes grupos.

	BIC (%) Media ± Desviación estándar	BAT (%) Media ± Desviación estándar	ROI (%) Media ± Desviación estándar
2 semanas			
C	49,73 ±15,61	35,6±35,6	60,48± 13,71
D	36,86 ±31,03	21,05±21,05	48,34±19,85
E	18,95 ±3,18	18,118,1	53,55±19,23
G	47,21 ±21,63	40,22±24,08	62,23±24,27
4 semanas			
C	51,48±19,07	44,24±15,94	66,68±16,48
D	83,2±8,11	61,22±11,9	58,01±10,46
E	52,23±12,88	36,54±6,85	63,29±8,40
G	70,9375±15,26	55,25±29,38	60,99±27,53
8 semanas			
C	47,3±3,14	50,31±2,57	56,68±5,01
D	85,58±3,81	59,53±8,67	66,56±11,24
E	64,13±27,20	53,36±29,94	63,72±24,96
G	76,85±10,53	57,04±9,32	70,85±8,4

Tabla 7. BIC, BAT, ROI, al sacrificio cuando comparamos diferentes superficies C (Shotblasting), D (ContacTi), E (Superficie test 1), G (Superficie test 2), con la misma morfología Essential.

5.-DISCUSIÓN

Se han realizado varios estudios histomorfométricos en modelos animales para evaluar el comportamiento de nuevas superficies con respecto a la curación ósea periimplantaria. Para mejorar y estimular el hueso que rodea el implante y lograr una mejor osteointegración, analizamos los implantes con diferentes morfologías macroscópicas y diferentes morfologías de la superficie. Esperábamos que la diferente morfología general y la diferente morfología de la superficie pudieran contribuir a una mejor interacción con el hueso circundante y, por lo tanto, mejorar la osteointegración. Al revelar el efecto de la morfología de la superficie y el diseño macroscópico, prevemos mejores diseños de implantes para futuros nuevos implantes dentales.

En cuanto al diseño macroscópico, comparamos tres morfologías, principalmente el Straumann Tissue Level, el Essential Cone Klockner y un diseño prototipo similar al diseño Essential Cone de Klockner, teniendo una morfología de superficie común en todos los casos.

En general, se demostró que el paso de rosca, el ángulo entre la espira y el tipo de espira influyen en el resultado final del proceso de oseointegración.

El macrodiseño del implante Straumann Tissue Level -con sus paredes paralelas- presenta una espira en forma de V de 18° con un paso de rosca de 1,25 mm y un ancho de ápice de 0,1 mm. La morfología del implante Essential Cone se caracteriza por ser un implante cónico con una espira en V de 45°, un paso de rosca de 2,2 mm con dos entradas para aumentar la velocidad de inserción y el ancho del ápice de 0,21 mm. La morfología del implante prototipo es similar al implante Klockner Essential Cone pero difiere en una reducción de 2 décimas en el núcleo del implante, un hilo más afilado y el ancho del ápice es de 0,12 mm (*véase figura 8 página 34*).

Nuestra hipótesis era que los ángulos más pequeños permitían una mejor inserción del implante y, por lo tanto, reducen la concentración de tensión, lo que puede contribuir negativamente a la formación de hueso nuevo¹⁶⁴.

En general, nuestros resultados mostraron que los valores de ISQ tienden a aumentar con el implante Essential Cone, especialmente a las 8 semanas.

Los resultados mostraron una mayor estabilidad a medida que el ángulo se hizo más abierto, permitiendo una mejor fijación con la superficie del hueso. Sin embargo, los resultados histomorfométricos mostraron una tendencia opuesta, obteniendo los valores más bajos de BIC, BAT y ROI para el implante Essential Cone.

Esto probablemente se debió a una mayor área de superficie en contacto entre el hueso y el implante, lo que mejoró la formación del hueso nuevo.

Vivan Cardoso et al¹⁶⁵ llevó a cabo un estudio para evaluar la influencia de la morfología del implante en relación con BIC a lo largo de la superficie, el cuello y el cuerpo del implante comparando los implantes AadvaTM (GC, Tokio, Japón) y OsseoSpeedTM (Astra, Mölndal, Suecia), colocados en el trabecular huesos parietales de minipigs con un período de cicatrización de 1 y 3 meses. El implante Aadva tenía un ángulo de rosca de aproximadamente 100° en la parte superior del implante y 120° en la parte inferior, mientras que el OsseoSpeed se caracteriza por una rosca uniforme y un ángulo de 83°. En un mes de oseointegración, los implantes OsseoSpeed produjeron diferencias significativas, así como un mayor grado de oseointegración después del período de curación de 3 meses. Estos resultados, a pesar de presentar ángulos significativamente más altos que en nuestro estudio, estuvieron de acuerdo con nuestros resultados, mostrando que los ángulos más pequeños arrojaron resultados de oseointegración más altos.

Además del ángulo, un aspecto interesante a considerar en el diseño de la espira. Se ha demostrado previamente que la forma de la espira juega un papel importante en la tensión transferida entre el implante y los tejidos circundantes, lo que determina la estabilidad primaria del implante; por lo tanto, se desea una morfología del implante que maximice el área de contacto entre el hueso y el implante⁸⁶. En el presente estudio, las diferentes morfologías tenían forma de V, aunque el implante Straumann presenta una espiras de menor tamaño, lo que aumenta el área de contacto.

Un aspecto interesante fue la considerable diferencia entre el implante de Essential Cone y el implante prototipo, mostrando valores histomorfométricos más altos para el diseño del prototipo. Esto podría atribuirse las espiras más pequeñas, que de nuevo mejoraron el área de contacto con el hueso e indujeron una mayor formación de

hueso en la superficie. Estudios previos desarrollados por elementos finitos mostraron que las espiras en V y arbotante invertido tienen las morfologías óptimas¹⁶⁶⁻⁷⁵.

Otro aspecto a destacar en el diseño del implante es el paso de rosca, que es la distancia, medida en paralelo al eje del implante, entre las roscas adyacentes. Los diseños de implantes que presentan un paso de rosca pequeño permiten incorporar más espiras para una unidad de longitud y, por lo tanto, aumentan el área de superficie en contacto entre el tejido circundante y el implante.

En el presente estudio, el paso de rosca para los implantes Straumann fue de 1,25 mm y para los implantes Klockner el paso de rosca fue de 2,2 mm. En general, los implantes Straumann funcionaron mejor en términos de la cantidad de hueso calcificado formado, lo que demuestra que el paso de rosca más pequeño obtuvo mejores resultados. Orsini et al.¹⁶⁷ realizaron un estudio en animales colocando implantes de "paso de rosca estrecho" (0.5 mm) y "paso de rosca ancho" (1.7 mm en un modelo de cresta ilíaca de oveja). Los resultados sugirieron que el anclaje mecánico inicial y la posterior formación ósea temprana se mejoró en los implantes de paso de rosca más estrecho. La mayor área superficial fue obtenida al disminuir el paso de rosca y aumentando el contacto hueso-implante y la estabilidad primaria desde el momento de la colocación del implante.

Otro estudio en animales realizado por Chung et al.¹⁶⁸ también reveló que los implantes con un paso de 0.6 mm crearon más reabsorción ósea crestal que aquellos con un paso de rosca de 0.5 mm. Por lo tanto, se ha demostrado que el diseño macroscópico revela importantes consideraciones en el diseño general del implante.

En cuanto a la morfología, la morfología de Straumann ha logrado mejores resultados, a pesar de que es importante analizar cada uno de los parámetros morfológicos de forma independiente para comprender y optimizar la morfología del implante. Además, su combinación con diseños específicos de la superficie produce efectos sinérgicos, lo que puede mejorar aún más el comportamiento de la osteointegración.

Con respecto a la morfología de la superficie, en los últimos años se han realizado intentos para mejorar la aposición ósea aumentando la micro rugosidad de la

superficie o mejorando su interacción química con las primeras etapas de la consolidación ósea.

La aplicación de técnicas como el grabado con ácido, el chorro de arena, la oxidación o los recubrimientos, entre otros, y sus combinaciones, han mostrado una mejora en la osteointegración en comparación con los implantes lisos no tratados¹⁶⁹⁻⁷⁴.

La superficie de los implantes dentales puede modificarse mediante la adaptación de varios parámetros, como la humectabilidad, la composición química, el potencial zeta, la textura o la topografía, los cuales tienen un efecto directo por la adhesión celular, la proliferación y la diferenciación. De hecho, estos procesos celulares son de crucial importancia, puesto que las características de la superficie son esenciales para obtener una respuesta celular determinada en la interfaz hueso-implante, afectando directamente el crecimiento y la calidad del hueso formado¹⁷⁰⁻¹⁷¹. En general, se sabe que la presencia de una superficie rugosa mejora la cantidad de hueso nuevo formado, ya que la superficie rugosa es menos propensa a la actividad de remodelación durante las etapas iniciales después de la colocación del implante¹⁷².

En el presente estudio, inicialmente intentamos comparar la superficie granallada con partículas de alúmina y pasivado ácido clorhídrico (Shotblasting) con la bien conocida superficie arenada más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) y luego comparado la superficie granallada con partículas de alúmina y pasivado ácido clorhídrico (Shotblasting) con las nuevas superficies como la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) y las dos superficies test diferentes (superficie con chorreado de arena más el ataque ácido -superficie test 1- y la superficie arenada con óxido de alúmina más ataque ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en ambiente de argón -superficie test 2.

En general, la estabilidad y los resultados histomorfométricos mostraron un comportamiento superior de la superficie arenada más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) comparada con la superficie granallada con partículas de alúmina y pasivado ácido clorhídrico (Shotblasting). Tanto la superficie arenada más grabado ácido (SLA) como la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico /

ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) mostraron un comportamiento similar en el periodo de las 8 semanas. Los resultados anteriores presentaban un tendencia similar en la que la superficie arenada más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) obtuvieron resultados muy similares aunque los autores afirmaron una superioridad a la SLActive¹⁷³⁻¹⁷⁴⁻¹⁷⁵. De hecho la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) se ha considerado que funciona incluso mejor que los implantes que presentaban una deposición de fosfato de calcio de tamaño nanométrico¹⁷⁶.

Los resultados de la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) fueron similares a los de la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) presentando valores significativamente mayores comparado con la superficie granallada con partículas de alúmina y pasivado ácido clorhídrico (Shotblasting). Por lo tanto en términos generales la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) presentó resultados similares a la superficie arenada más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive). Es importante resaltar que la superficie arenada más grabado ácido (SLA), la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) y la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) obtienen mayores valores de BIC en menor tiempo.

Los resultados demostraron que estos tipos de implantes son capaces de mejorar la osteointegración y la nueva formación de hueso en los primeros momentos de la implantación (por ejemplo, 4 semanas), mientras que los puntos de tiempo más largos (por ejemplo, 8 semanas) actúan de forma similar a otras superficies probadas¹⁷⁷⁻¹⁷⁸⁻¹⁷⁹.

La formación de una capa de apatita sobre la superficie del implante ha sido un aspecto clave para controlar una mejora de la osteointegración, A pesar de que la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive) y la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) inducen la

formación de apatita de diferentes maneras, en ambos casos se ha demostrado que la capa de apatita depositada desempeña un papel fundamental en el resultado final¹⁸⁰⁻¹⁸¹.

Luego comparamos la superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico (ContacTi) con las nuevas superficies, superficie test 1 (superficie con chorreado de arena más el ataque ácido) y superficie test 2 /superficie arenada con óxido de alúmina más ataque ácido (ácido clorhídrico / sulfúrico) en ambiente de argón). Hasta cierto punto, estas superficies podrían parecerse a la superficie arenada más grabado ácido (SLA) y la superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive), lo que permite un tratamiento más hidrofílico debido a la presencia de gas inerte que reducir la oxidación en la superficie. Los resultados se mostraron, en términos generales, ligeramente mejores para la superficie producida bajo el ambiente de argón, aunque las diferencias no fueron significativas.

La principal diferencia reside en el doble grabado ácido realizado en la superficie test 2, que anteriormente se ha demostrado que mejora la bioactividad y, por lo tanto, la osteointegración¹⁷⁹. De forma similar a la arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno (SLActive), que la atmósfera inerte proporciona un mejor control sobre la formación de una superficie de óxido reduciendo la contaminación por hidrocarburos²⁷. Esto probablemente podría atribuirse a la formación de cavidades en el rango de decenas de micras debido al chorreado de arena, seguido del doble grabado ácido, que fue capaz de crear los poros más pequeños. Finalmente, la formación de una superficie hidrófila permitió la osteointegración mejorada en comparación superficie con el chorreado de arena más el ataque ácido (superficie test 1). Se necesitan más experimentos para caracterizar profundamente las nuevas superficies de prueba y comprender sus interacciones a nivel in vitro.

En general, las diferentes morfologías de la superficie han demostrado claramente un mejor rendimiento para la superficies SLActive y ContacTi comparado con la superficie Shotblasting y las superficies diseñadas (test 1-2), mostrando la importancia de controlar, no solo la rugosidad de la superficie, sino también los grupos funcionales químicos expuestos en la superficie del implante dental.

6.-CONCLUSIONES

Todas las superficies estudiadas fueron biocompatibles, y se pudo observar una vía de curación natural, independientemente de la superficie del implante en todas las secciones histológicas.

Respecto al macrodiseño del implante, el implante Essential Cone logró una mejor estabilidad aunque la cantidad de hueso recién formado fue mayor para el implante Straumann Tissue Level, lo que demuestra la necesidad de encontrar aún un macrodiseño óptimo de implantes. Además, cada uno de los componentes del implante dental debe tenerse en cuenta para diseñar el diseño óptimo.

En cuanto a los tratamientos superficiales, tanto SLActive (superficie arenada más grabado ácido (ácido clorhídrico / ácido sulfúrico) en ambiente de nitrógeno) como ContacTi (superficie granallada o bombardeada con partículas de alúmina e inmersión posterior alcalina y tratamiento térmico), demostraron etapas similares en el proceso de cicatrización y remodelación ósea, con densidades de hueso maduro.

Hasta la fecha se han logrado resultados muy alentadores con la superficie ContacTi, pero se necesitan ensayos clínicos aleatorizados para validarlo en humanos bajo carga funcional. Se han propuesto protocolos de carga temprana e inmediata para ensayos clínicos en humanos, de acuerdo con la respuesta ósea biológica de la superficie, que surge de los estudios in vivo que actualmente lleva a cabo nuestro grupo de investigación.

La búsqueda y comprensión de respuestas biológicas y el desarrollo de tratamientos superficiales, así como la morfología de los implantes para lograr implantes dentales con la mejor y más rápida integración ósea posible, aún requieren más investigación.

7.-ANEXOS

ANEXO I: APROBACIÓN COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA.



A quien pueda interesar:

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto “Aposición ósea alrededor de diferentes superficies de implantes; un estudio histomorfométrico en minipigs” presentado por D. Pedro Bullón Fernández y D. José Vicente Ríos Sánchez emite el siguiente informe,

El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 13 de noviembre de 2010.

EL PRESIDENTE DEL COMITE,

Fdo.: Prof. Dr. Fernando Rodríguez Fernández.

ANEXO II: CUESTIONARIO PARA EVALUACIÓN POR EL COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN

Proyectos de investigación con animales de laboratorio o sus tejidos

Recuerde que:

- **existen algunos procedimientos que el comité no puede aprobar puesto que es necesaria la solicitud al Comité de Experimentación Animal de La Junta de Andalucía de una Solicitud Expresa de Experimentos.**
- **Trimestralmente deberá enviar a la Junta de Andalucía una Notificación Trimestral de experimentos a realizar. Ésta y otras obligaciones de los investigadores se encuentran en las directrices éticas y legislación**

Título del Proyecto:	APOSICIÓN ÓSEA ALREDEDOR DE DIFERENTES SUPERFICIES DE IMPLANTES. Un estudio histomorfométrico en minipigs.
Resumen del proyecto (el incluido en la solicitud): Este es un estudio en animales, cerdos minipigs, donde cada uno de los cerdos recibirá 8 implantes, se colocarán en la zona anterior del maxilar. El objetivo principal es evaluar la aposición ósea a la superficie del implante mediante histomorfometría de las diferentes superficies testadas a diferentes intervalos de tiempo.	

Datos de los profesores responsables	
Nombre y apellidos :	Bullón Fernández, Pedro Ríos Santos, J Vicente
Departamento:	Estomatología
Centro/Facultad:	Odontología
Dirección:	Avicena S/N 41009 Sevilla
Teléfono:	954481156 – 954481120/1
Fax:	954481157
Correo electrónico:	pbullon@us.es / jvrios@us.es
Objetivos (los incluidos en la solicitud):	
<p>OBJETIVO PRINCIPAL:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Evaluación estadística de cambios significativos en el porcentaje de contacto hueso-superficie del implante. Se evaluará el porcentaje de contacto hueso-implante a las 2, 4, 8 semanas. <p>OBJETIVOS SECUNDARIOS:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Valoración de la estabilidad de los implantes y su evolución. Dicha medición se realizará con el sistema de Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR) (Ostell ISQ). Los datos se registrarán en el momento de la colocación de los implantes y en el momento del sacrificio de los animales. - Valorar la influencia de la morfología o diseño macroscópico del implante en la osteointegración. - Relación entre la estabilidad de los implantes, registrado mediante el sistema de AFR, y los datos obtenidos del estudio de histomorfometría. 	
Objetivos (de la parte que incluya experimentación con animales):	
Ya descritos	
Especie(s) que se utilizará(n) en la investigación:	
cerdos minipigs	

Número total de animales que se utilizarán (aproximadamente): 12
Procedencia de los animales: Centro de Experimentación animal de la Universidad de Cordoba.
Lugar de estabulación de los animales y condiciones de estabulación de los animales: Centro de Experimentación animal de la Universidad de Cordoba.
Programa de privación (en caso de que exista) y justificación de su necesidad: -
Estimulación aversiva (caso de que exista), indicando claramente las características de la misma y las condiciones de administración: -
Procedimientos quirúrgicos o farmacológicos (caso de que existan), indicando condiciones de administración y del período postoperatorio: Anestesia estándar para procedimiento de 45 minutos. Cirugía de colocación de implantes convencional.
Procedimiento anestésico que se utilizará (en caso de que sea necesario): Sedación + Anestesia estándar para procedimiento de 45 minutos. Cirugía de colocación de implantes convencional.
Procedimiento de eutanasia : Anestesia + sacrificio.

Indique brevemente otros procedimientos con los animales que no hayan sido contemplados en los apartados anteriores:

Radiografías panorámicas(sedación). Desdentación parcial previa a la colocación de implantes(anestesia)

8.- BIBLIOGRAFÍA

-
- ¹ Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4):337-81.
- ² Lemus L, Almagro Z, Leon C. Origen y evolución de los implantes dentales. *Rev Haban Cienc Méd.* 2009.8:4.
- ² Lemus L, Almagro Z, Leon C. Origen y evolución de los implantes dentales. *Rev Haban Cienc Méd.* 2009.8:4.
- ³ Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990; 63:671–676.
- ⁴ Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003; 90 (2):121-31.
- ⁵ Steigenga JT, al-Shamamari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long term implant success. *Implant Dentistry* 2003;12(4): 306-17.
- ⁶ Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3:81-100.
- ⁷ Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52(2); 155–170.
- ⁸ Davies J. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11:391-40.
- ⁹ Osborn J, Newesly H, Heirke G. Dynamics aspect of the implant – bone interface:ed *Dental Implants- Material and Systems.* Munich: Carl Hanser, 1980; 111-23.
- ¹⁰ Pegueroles M, Tonda-Turo C, et al. (2012). Adsorption of fibronectin, fibrinogen, and albumin on TiO₂: time-resolved kinetics, structural changes, and competition study. *Biointerphases* 7(1-4): 48.
- ¹¹ Nygren H. Initial reactions of whole blood with hydrophilic and hydrophobic titanium surfaces. *Colloids and Surfaces B-Biointerphases* 1996; 6: 329-333.
- ¹² Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999; 20(23-24): 2311-2321
- ¹³ Boticelli D, Berglundh T, Busser D, Lindhe J. The jumping distance revisited. *Clinical Oral Implants Research* 2003; 14: 35-42.
- ¹⁴ Leventhal GS. Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 1951;33-A(2): 473-4
- ¹⁵ Lagunas G, Madrid H. *Manual Básico de implantología.* 1^a ed. Madrid: Ripano; 2009.

-
- ¹⁶ Lemos J, Phipps R. Biomateriales para los implantes dentales. Misch C ed Implantología contemporánea. Madrid: Mosby, 1993; 259-278.
- ¹⁷ English C. Generalidades sobre los componentes de los implantes. Arch Odontoestomatol.1991; 7; 238-43.
- ¹⁸ Navarro C. Tratado de Cirugía Oral y Maxilofacial. Tomo 1. 2^a ed. Madrid. Ed. Arán; 2009.
- ¹⁹ Rusell R, Wang I, Fenton A. Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revisión de la bibliografía. Quintessence técnica (ed. esp.) 1997; 10(1): 27-33.
- ²⁰ Piatelli A, Ruggieri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. An Histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non submerged single implants in monkeys: A pilot study. J Oral Implant 1993; 19(4): 314-320.
- ²¹ Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Quaranta M. Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. Int J Periodontics Restorative Dent 1997; 17(2): 162-169.
- ²² Abrahamsson I, Zitzmann NU, Berglundh T. Bone and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography: an experimental study in the dog. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16(3): 323-232.
- ²³ Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sand-blasting and acid-etched surface. A biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. J Biomed Mater Res. 1999; 45(2):75-83.
- ²⁴ De Maeztu MA Alava JI, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants, Clin Oral Impl Res 2003; 14(1): 57-62.
- ²⁵ Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 1991; 25(7): 889-902.
- ²⁶ Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. Clin Oral Implants Res. 1995; 6(1): 24-30.
- ²⁷ Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. J Dent Res. 2004; 83(7): 529-533
- ²⁸ Powers M, Bosker H, Van Pelt H, Dumbar N. The transmandibular implant: from progressive bone loss to controlled bone growth. J Oral Maxillofac Surg. 1994; 52: 904-10.

-
- ²⁹ Recurso electrónico: <https://www.implantesdentalesmexicodf.com.mx/tipos-de-implantes/>.
- ³⁰ Linkow L. Endosseud bladevent implant: a two year report. *J Prostet Dent* 1970; 23: 441-5.
- ³¹ Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences* 1998; 106(3): 527–55.
- ³² Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Company; 1985.199-209.
- ³³ Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2005; 20(4): 569-577.
- ³⁴ Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Kuchler I, Strietzel FP. Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2007; 34(6): 523-544.
- ³⁵ Cardaropoli G, Araujo M, Lindhe J. Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*.2003; 30(9):809-18.
- ³⁶ Ramaglia L, Postiglione L, Di Spigna 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(2):183-192.
- ³⁷ Hämmerle CH, Chen ST, Wilson TG. Immediate or early placement of implants following tooth extraction: review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004; 19 Suppl:12-25.
- ³⁸ Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria for success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1): 11-25.
- ³⁹ Peñarrocha M, Oltra M, Sanchís J. Conceptos generales de implantología. Peñarrocha M, ed *Implantología Oral*. Barcelona: Medicina STL editores; 2001;3-17.
- ⁴⁰ Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008; 47(1): 51-66.
- ⁴¹ Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28(4): 266-272.

-
- ⁴² Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7(2): 120-127.
- ⁴³ Szmukler-Moncler S, Piatelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11:12-25.
- ⁴⁴ Lang NP, Karring T, Lioubavina-Hack N. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17: 244-250.
- ⁴⁵ Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grütter L. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding. Loading Protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(suppl):180–183.
- ⁴⁶ Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Española de Implantes World Congress consensus meeting in Barcelona, Spain, 2002. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5:57–60.
- ⁴⁷ Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(suppl):109–113.
- ⁴⁸ Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17 (Suppl 2): 19-34.
- ⁴⁹ Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013 Mar 28;(3):CD003878.
- ⁵⁰ Weiss CM. Tissue integration of dental endosseous implants: description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration systems. *J Oral Implantol.* 1986;12(2):169-214.
- ⁵¹ Brunski JB, Moccia AF Jr, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *J Dent Res.* 1979 Oct; 58(10):1953-69.
- ⁵² Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387- 416.
- ⁵³ Ko CC, Douglas W, DeLong R, Rohrer M, Swift J, Hodges J, An K, Ritman EL. Effects of implant healing time on crestal bone loss of a controlled-load dental implant. *J Dent Res.* 2003; 82(8): 585-591.
- ⁵⁴ Meyer U, Wiesmann HP, Fillies T, Joos U. Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4): 489-499.

-
- ⁵⁵ Gofredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog (I). *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12(1): 1-8.
- ⁵⁶ Cameron HU, Pilliar R, Macnab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res.* 1973; 7(4):301-311.
- ⁵⁷ Hansen E, Brockstedt H, Bunker C, Soballe K. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res* 1992; 10: 285-299.
- ⁵⁸ Salama H, Rose LF, Slama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics –a technique reexamined; two case reports. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry.* 1995; 15(4): 344-361.
- ⁵⁹ Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed.* 2012;16: 169- 180.
- ⁶⁰ Schulte W, *The Periotest method.* Bensheim: Siemens AG, Medical Engineering Group, Dental Sector, 1995.
- ⁶¹ Olive J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac implants.* 1990; 5(4):390-400.
- ⁶² Isidor F. Mobility assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13(3): 377-83.
- ⁶³ Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 6(1): 55-61.
- ⁶⁴ Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implant Res.* 1996; 7(3): 261-267.
- ⁶⁵ Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance Frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of the resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res.* 1997; 8(3): 226-233.
- ⁶⁶ Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):465-72.
- ⁶⁷ Tözüm TF, Turkyılmaz I, Bal BT. Initial stability of two dental implant systems: Influence of buccolingual width and probe orientation on resonance frequency measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):194-201.

- ⁶⁸ Misch CE, Strong JT, Bidez MW. Fundamentos científicos para el diseño de los implantes dentales. In: Misch, CE, editor. *Implantología Contemporánea*. Barcelona: Elsevier Mosby. 2009; 200-29.
- ⁶⁹ Huang HL, Chan CH, Hsu JT, Fallgater AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):551-62.15.
- ⁷⁰ Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006;77(8):1340-7.
- ⁷¹ Geng, JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*. 2004; 31(3): 233–239.
- ⁷² Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Prótesis Tejido-Integradas: La oseointegración en la odontología clínica*. 2^aed. Barcelona: Quintessence; 1999.
- ⁷³ Buser DA, Schroeder A, Sutter F, Lang NP. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow screw implants: part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3(3):173-81.
- ⁷⁴ 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(5): 536-43.
- ⁷⁵ Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin. Oral Implants Res*. 2010; 21(2):129-136.
- ⁷⁶ Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three - dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008; 100(6): 422-431.
- ⁷⁷ Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-5.
- ⁷⁸ Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):523-30.
- ⁷⁹ Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal impact bone: A three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(5):901-10.
- ⁸⁰ Misch CE. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):809-12

-
- ⁸¹ Sennerby L, Meredith N, O'Sullivan D, "Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study," *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000; 2: 85-92.
- ⁸² Lee HN, Choi YC, Heo SJ, Lee CW, Choie MK, Kim SK. Effects of anodized oxidation or turned implants on bone healing after using conventional drilling or trabecular compaction technique: histomorphometric analysis and RFA. *Clin Oral Implant Res.* 2006; 17(6): 644-650.
- ⁸³ Anitua E. Selección del implante para cada situación clínica. *Dental Dialogue.* 2009(2):2-21.
- ⁸⁴ Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68:1117-30.
- ⁸⁵ Wu SW, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and stability of dental implants. *Medical Engineering & Physics* 2012;34:797-805
- ⁸⁶ Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, et al. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:173-180.
- ⁸⁷ Brunski JB. Biomechanical considerations in dental implant design. *Int J Oral Implantol.* 1988; 5:31-34.
- ⁸⁸ Lucchini JP, Aurelle JL, Therin M, r, Becker W. A pilot study comparing screw-shaped implants: Surface analysis and histologic evaluation of bone healing. *Clin Oral Implant Res* 1996;7(4):397-404.
- ⁸⁹ Strog JT, Misch CE et al. Functional Surface Area: Thread- form Parameter Optimization for Implant Body Design. *Int J Oral Maxillofac Implant. Special Issue* 1998.
- ⁹⁰ Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, St Louis, CV Mosby Co. 1993.
- ⁹¹ Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Functional surface area: Thread form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent.* 1998; 19: 4-9.
- ⁹² Orsini E, Giavaresi G, Trirè A. Dental implant thread pitch and its influence on the osteointegration process: An in vivo comparison study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2012, 27(2): 383-392.
- ⁹³ Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod* 2008;78(2): 234-40.
- ⁹⁴ Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11(5):491-501.

-
- ⁹⁵ Wuab SW, Leea CC, Fuc PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng & Phys.* 2012; 34(7); 797– 805.
- ⁹⁶ Jimbo R Tovar N, Marin C, Teixeira HS, Anchieta RB, Silveira LM, Janal MN, Shilbi JA, Coelho PG. The impact of a modified flute implant design on osseointegration. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2014; 43(7): 883-888.
- ⁹⁷ Hefti T, Frischerz M, Spencer ND, Hall H, Schlottig F. A comparison of osteoclast resorption pits on bone with titanium and zirconia surfaces. *Biomaterials.* 2010; 31(28): 7321-31.
- ⁹⁸ Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 1999; 8(4): 376-86.
- ⁹⁹ Hansson S. A conical implant-abutment interface at level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):286-293.
- ¹⁰⁰ Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Piloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 2012; 91(1): 25-32.
- ¹⁰¹ Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155-170.
- ¹⁰² Aljateeli M, Wang HL. Implant microdesigns and their impact on osseointegration. *Implant Dent.* 2013;22(2):127-132.
- ¹⁰³ Kilpadi, D.V. & Lemmons, J.E. (1994) Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res* 28(12):1419-1425.
- ¹⁰⁴ Ratner, B.D. (2001). A perspective on titanium biocompatibility. In: Brunette, D.M., Tengvall, P., Textor, M. & Thomson, P., eds. *Titanium in Medicine*, 1-12. Berlin: Springer.
- ¹⁰⁵ Pazos L, Lebedev L, Svoboda H, Corengia P. Análisis de la nucleación de fisuras por fatiga de titanio c.p. grado con tratamientos de superficie. Congreso SAM/CONAMET 2007.
- ¹⁰⁶ Ratner BD, Porter SC. Surfaces in biology and biomaterials: description and characterizations. In: *Interfacial phenomena and bioproducts*. Brash JLW ed. New York: 1996. Marcel Dekker, pp 57-83.
- ¹⁰⁷ Lamers E, Walboomers XF, Domanski M, te Riet J, van Delft FC, Luttge R, et al. The influence of nanoscale grooved substrates on osteoblast behavior and extracellular matrix deposition. *Biomaterials* 2010;31:3307-3316.
- ¹⁰⁸ Sul YT, Johansson CB, Petronis S, et al. Characteristics of the surfaceoxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric

breakdown: The oxide thickness, micropore configuration, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002;23:491-501.

¹⁰⁹ Morra M, Asinelli C, Bruzzone G, et al. Surface chemistry effects of topographic modification of titanium dental implant surfaces. *Surface analysis. Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:40-45.

¹¹⁰ Kohn DH, Ducheyne P. A parametric study of the factors affecting the fatigue strength of porous-coated Ti6Al4V implant alloy. *J Biomed Mater Res* 1990;24:1483-1501

¹¹¹ Wennerberg A. *On Surface Roughness and Implant Incorporation* [thesis], Goteborg, Sweden: Department Biomaterials, University Goteborg, 1996:1-196.

¹¹² Becker W, Becker B, Ricci A, et al. A prospective, multicenter trial comparing one- and two-stage titanium screw shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:159-165.

¹¹³ Hench LL, Ethridge EC. *Biomaterials. An Interfacial Approach*. New York: Academic, 1982.

¹¹⁴ Baier RE. Conditioning surfaces to suit the biomedical environment: Recent progress. *J Biomed Eng* 1982;104(4):257-271

¹¹⁵ Baier RE. Surface preparation. *J Oral Implantol* 1986;12(3):387-395.

¹¹⁶ Carlsson L, Albrektsson T, Berman C. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:199-204.

¹¹⁷ Wennerberg A, Bolind P, Albrektsson T. Glow discharge pretreated implants combined with temporary bone ischaemia. *Swed Dent J* 1991;15:95-101.

¹¹⁸ Smith DC, Pilliar RM, Chernenky R. Dental implant materials. Preparative procedures and surface spectroscopic studies. *J Biomed Mater Res* 1992;25:1069-1084.

¹¹⁹ Williams RL, Higgins SJ, Hamnett A, Williams DE. The characteristics of protein adsorption onto metallic biomaterials. In: Heimke G, Soltész U, Lee AJC (eds). *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials*. Vol 9. Amsterdam: Elsevier Science, 1990:327-332.

¹²⁰ Aparicio C. *Tratamientos de superficie sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales*. Tesis Doctoral. Universitat Politècnica de Catalunya; 2004.

¹²¹ Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(3): 331-44

¹²² Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. Status of surface treatment in endosseous implant: A literary overview. *Indian J Dent Res*. 2010 (21):433-8.

-
- ¹²³ Avila G, Misch K, Galindo-Moreno P, Wang HL. Implant surface treatment using biomimetic agents. *Implant Dent.* 2009 Feb;18(1):17-26.
- ¹²⁴ Davies JE. In vitro modeling of the bone/implant interface. *Anat Rec* 1996;245(2):426-445.
- ¹²⁵ Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 128-34.
- ¹²⁶ Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of cp titanium screws blasted with 25 and 75 microns sized particles of Al₂O₃. *J. Biomed Mater Res* 1996; 30:251-60.
- ¹²⁷ Rodriguez-Rius D, Garcia-Saban FJ. 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.
- ¹²⁸ Recurso electrónico: <http://www3.fi.mdp.edu.ar/tecnologia/archivos/TecFab/10.pdf>
- ¹²⁹ Bennett JM.; Mattsson L. Introduction to Surface Roughness and Scattering (Optical Society of America, Washington, DC, 1989;4: 38-56.
- ¹³⁰ Recurso electrónico: http://www.eurocoating.it/scientific_publications/default.aspx
- ¹³¹ Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106: 527-51.
- ¹³² Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2000; 15(6): 785-91.
- ¹³³ Matsui Y, Ohno K, Michi K, Yamagata K. Experimental study of high- velocity flame sprayed hydroxyapatite coated and noncoated titanium implants. *J Oral Maxillofac Implants*, 1994; (4) 397-404.
- ¹³⁴ Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite -coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 340-50.
- ¹³⁵ Lang NP, Karring T, Lindhe J(ed). Effects of various titanium surfaces configuration on osseointegration and clinical implant stability. *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Implant Dentistry.* Berli: Quintessence 1999: 88-100
- ¹³⁶ Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Darelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Impl Res* 1998; 9: 11-19.
- ¹³⁷ Roy M, Bandyopadhyay A, Bose S. Induction plasma sprayed Sr and Mg doped

nano hydroxyapatite coatings on Ti for bone implant. *J Biomed Res B Appl Biomater*, 2011;99(2):258-265.

¹³⁸ Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 1999; 70: 1523-39

¹³⁹ Lang NP, Karring T, Lindhe J(ed). Cell adhesion and spreading on different implant surfaces.. *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Implant Dentistry*. Berlin: Quintessence 1999:55-72.

¹⁴⁰ Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl. Res* 1997; 8: 442-7

¹⁴¹ Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials*. 2004; 25(18): 4087-103.

¹⁴² Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; 23: 844-854.

¹⁴³ Burgos PM, Rasmusson L, Meirelles L, Sennerby L. Early bone tissue responses to turned and oxidized implants in the rabbit tibia. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:181-190.

¹⁴⁴ Recurso electrónico: <https://www.nobelbiocare.com/international/>

¹⁴⁵ Sul YT, Johansson CB, Petronis S, Krozer A, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002; 23:491-501.

¹⁴⁶ Hardt CRE, Grondahl K, Lekholm U, Wennstrom JL. Outcome of implant therapy in relation to experienced loss of periodontal bone support. A retrospective 5-year study. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 488-494 .

¹⁴⁷ Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 675-690.

¹⁴⁸ Piatelli A, Manzon L. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants : an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13 : 805-810

¹⁴⁹ Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials* 1996;17:15-22.

¹⁵⁰ Li HF, Wang YB, Zheng YF, Lin JP. Osteoblast response on Ti- and Zr- based bulk metallic glass surfaces after sand blasting modification. *J Biomed Mater Res B Appl*

Biomater 2012; 100(7): 1721-8.

¹⁵¹ Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, Boyan BD. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*. 2005; 74(1): 49-58.

¹⁵² Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:185-206

¹⁵³ Aparicio C, Padrós A; Planell JA, Gil FJ. Superficies de titanio en implantes dentales de carga inmediata. CREB. Dpto. Ciencia de los Materiales y Ingeniería Metalúrgica. ETSEIB. Universidad Politécnica de Cataluña. Instituto Padrós. Barcelona. *Biomecánica*, 2006; 14(1): 8-1.

¹⁵⁴ Kokubo T, Miyaji F, Kim H, Nakamura T. Spontaneous formation of bonelike apatite layer on chemically treated titanium metals. *J Am Ceram Soc* 1996; 79:1127-1129.

¹⁵⁵ Nicolau P, Korostoff J, Ganeles J, Jackowski J, Krafft T, Neves M, Divi J, Rasse M, Guerra F, Fisher K. Immediate and early loading of chemically modified implants in posterior jaws: 3-year results from a prospective randomized multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15(4):600-612.

¹⁵⁶ Gottlow J, Barkarmo S, Sennerby L. An experimental comparison of two different clinically used implant designs and surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14 Suppl 1:e204-212.

¹⁵⁷ Cooper LF, Masuda T, Whitson SW, Yliheikkilä P, Felton DA. Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined titanium oxide grit- blasted and plasma-sprayed titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(1):37-47.

¹⁵⁸ Manero JM, Salsench J, Noqueras J, Aparicio C, Padrós A, Balcells M, Gil FJ, Planell JA. Growth of bioactive surfaces on dental implants. *Implant Dent*. 2002;11(2):170-5.

¹⁵⁹ Aparicio C, Manero JM, Conde F, Pegueroles M, Planell JA, Vallet-Regí M, Gil FJ. Acceleration for apatite nucleation on microrough bioactive titanium for bone-replacing implants. *J Biomed Res* 2007; part A 82A:521-529.

¹⁶⁰ Gil FJ, Manzanares N, Badet A, Aparicio C, Ginebra MP. Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. *Clinical Oral Investigations* 18 (1) (2014) 59-66.

¹⁶¹ Kournetas N, Spintzyk S, Schweizer E, Sawada T, Said F, Schmid P, Geis-Gerstorfer J, Eliades G, Rupp F. Comparative evaluation of topographical data of dental implant surfaces applying optical interferometry and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2017;33(8):e317-e327

- ¹⁶² Germanier Y, Tosatti S, Brogini N, Textor M, Buser D. Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces. A histomorphometric study in miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17(3): 251-257.
- ¹⁶³ Chiang HJ, Hsu HJ, Peng PW, Wu CZ, Ou KL, Cheng HY, Walinski CJ, Sugiatno E. Early bone response to machined, sandblasting acid etching (SLA) and novel surface-functionalization (SLAffinity) titanium implants: characterization, biomechanical analysis and histological evaluation in pigs. *J Biomed Mater Res A.* 2016;104(2):397-405.
- ¹⁶⁴ Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6(6): 547-54.
- ¹⁶⁵ Vivian Cardoso M, Vandamme K, Chaudhari A, De Rycker J, Van Meerbeek B, Naert I, Duyck J. Dental implant macro-design features can impact the dynamics of osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(4):639-45.
- ¹⁶⁶ Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):233-239.
- ¹⁶⁷ Orsini E, Giavaresi G, Trirè A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(2):383-92.
- ¹⁶⁸ Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-74.
- ¹⁶⁹ Donath K, Breuner G. A Method for the Study of Undecalcified Bones and Teeth with Attached Soft Tissues. The Säge-Schliff (Sawing and Grinding) Technique. *Journal of Oral Pathology & Medicine* 1982; 11(4):318-26.
- ¹⁷⁰ Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials.* 2003; 24(2):263-273.
- ¹⁷¹ Deligianni DD, Katsala ND, Koutsoukos PG, Missirlis YF. Effect of surface roughness of hydroxyapatite on human bone marrow cell adhesion, proliferation, differentiation and detachment strength. *Biomaterials.* 2001;22(1):87-96 .
- ¹⁷² Suzuki K, Aoki K, Ohya K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodeling activity of femur in rabbits. *Bone.* Elsevier; 1997; 21:507-14.
- ¹⁷³ Lai H-C, Zhuang L-F, Zhang Z-Y, Wieland M, Liu X. Bone apposition around two different sandblasted, large-grit and acid-etched implant surfaces at sites with coronal

circumferential defects: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):247-53.

¹⁷⁴ Philipp A, Duncan W, Roos M, Hämmerle CH, Attin T, Schmidlin PR. Comparison of SLA[®] or SLActive[®] implants placed in the maxillary sinus with or without synthetic bone graft materials - an animal study in sheep. *Clin. Oral Implants Res.* 2014; 25:1142-8.

¹⁷⁵ Stafford GL. Review found little difference between sandblasted and acid-etched (SLA) dental implants and modified surface (SLActive) implants. *Evid Based Dent.* 2014;15:87-8.

¹⁷⁶ Schwarz F, Sager M, Kadelka I, Ferrari D, Becker J. Influence of titanium implant surface characteristics on bone regeneration in dehiscence-type defects: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2010;37:466-73.

¹⁷⁷ Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:349-56.

¹⁷⁸ 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 Implants Res.* 2011;22:357-64.

¹⁷⁹ Favero V, Lang NP, Favero R, Antunes AA, Salata LA, Botticelli D. Sequential morphometric evaluation at UnicCa(®) and DCD(®) implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):833-839.

¹⁸⁰ He FM, Yang GL, Li YN, Wang XX, Zhao SF. Early bone response to sandblasted, dual acid-etched and H₂O₂/HCl treated titanium implants: an experimental study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(6) :677-81.

¹⁸¹ Aparicio C, Padrós A, Gil F-J. In vivo evaluation of micro-rough and bioactive titanium dental implants using histometry and pull-out tests. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4:1672-82.