



TESIS DOCTORAL

**“RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL
CON LA CALIDAD DE HUESO, LA ANCHURA,
LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE Y EL TIPO
DE PRÓTESIS. UN SEGUIMIENTO ENTRE
5 Y 13 AÑOS”**



MARÍA CRISTINA IBÁÑEZ ROMERO



**UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA**

Granada, Noviembre 2015

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autora: Marái Cristina Ibáñez Romero
ISBN: 978-84-9125-476-8
URI: <http://hdl.handle.net/10481/42205>

UNIVERSIDAD DE GRANADA



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

“RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL CON LA CALIDAD DE HUESO, LA ANCHURA, LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE Y EL TIPO DE PRÓTESIS. UN SEGUIMIENTO ENTRE 5 Y 13 AÑOS”

MARÍA CRISTINA IBÁÑEZ ROMERO

DIRECTORES

PROF. D. FRANCISCO LUIS MESA AGUADO

PROF. D. ANDRÉS CATENA MARTÍNEZ

Granada, Noviembre 2015

UNIVERSIDAD DE GRANADA



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

“RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL CON LA CALIDAD DE HUESO, LA ANCHURA, LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE Y EL TIPO DE PRÓTESIS. UN SEGUIMIENTO ENTRE 5 Y 13 AÑOS”

MARÍA CRISTINA IBÁÑEZ ROMERO

DIRECTORES

PROF. D. FRANCISCO LUIS MESA AGUADO

PROF. D. ANDRÉS CATENA MARTÍNEZ

Granada, Noviembre 2015



Granada, 20 de Octubre de 2015.

De acuerdo con lo previsto en el Real Decreto 56/2005, de 21 de Enero, los abajo firmantes certifican:

Que la licenciada en Odontología María Cristina Ibáñez Romero ha desarrollado bajo nuestra dirección la Tesis Doctoral titulada: **“RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL, CON LA CALIDAD DE HUESO, LA ANCHURA, LA SUPERFICIE DE IMPLANTE Y EL TIPO DE PRÓTESIS. UN SEGUIMIENTO ENTRE 5 Y 13 AÑOS”** en condiciones tan aventajadas que lo hacen acreedor del Título de Doctor, siempre que así lo considere la Comisión que designe la Universidad de Granada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'F. Mesa'.

Dr. Francisco Luis Mesa Aguado.

Profesor Titular de Periodoncia.

Departamento de Estomatología.

Universidad de Granada.



Granada, 20 de Octubre de 2015.

De acuerdo con lo previsto en el Real Decreto 56/2005, de 21 de Enero, los abajo firmantes certifican:

Que la licenciada en Odontología María Cristina Ibáñez Romero ha desarrollado bajo nuestra dirección la Tesis Doctoral titulada: **“RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL, CON LA CALIDAD DE HUESO, LA ANCHURA, LA SUPERFICIE DE IMPLANTE Y EL TIPO DE PRÓTESIS. UN SEGUIMIENTO ENTRE 5 Y 13 AÑOS”** en condiciones tan aventajadas que lo hacen acreedor del Título de Doctor, siempre que así lo considere la Comisión que designe la Universidad de Granada.

Dr. Andrés Catena Martínez.

Catedrático de Universidad.

Departamento de Psicología Experimental.

Universidad de Granada.

El doctorando María Cristina Ibáñez Romero y los directores de la tesis Francisco Luís Mesa Aguado, y Andrés Catena Martínez, Garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

En Granada, a 20 de Octubre de 2015

Director/es de la Tesis:

Fdo.: Francisco Luis Mesa Aguado

Fdo.: Andrés Catena Martínez

Doctorando:

Fdo.: María Cristina Ibáñez Romero

“El futuro tiene muchos nombres. Para los débiles es lo inalcanzable. Para los temerosos, lo desconocido. Para los valientes es la oportunidad”.

(V́ctor Hugo)

- Parte de los resultados de esta Tesis Doctoral han sido aceptados para su publicación como artículo científico con la siguiente referencia:

1. “Relationship of long-term marginal bone loss with bone quality and implant width and surface”. Cristina Ibáñez, Andrés Catena, Pablo Galindo-Moreno, Blas Noguerol, Antonio Magán-Fernández, Francisco Mesa. *International Journal of Oral & Maxilofacial Implants*. 2015. JOMI-2014-505/R1 – (4245).

- Y como tres comunicaciones a los congresos de la Sociedad Científica de Odontología Implantológica (SCOI) y la Sociedad Española de Cirugía Bucal (SECIB):

1. “Influencia de las variables clínicas y de las características del implante en la pérdida marginal ósea y en el fracaso. Estudio retrospectivo de 677 implantes en un seguimiento medio de 10 años”. Cristina Ibáñez Romero, Antonio Magán Fernández, Ricardo Muñoz, Blas Noguerol, Andrés Catena, Francisco Mesa. III Congreso Internacional de la Sociedad Científica de Odontología Implantológica. Granada. 27 al 29 de Marzo de 2014.

2. “Influye el tipo de prótesis sobre implantes en la pérdida marginal ósea? Estudio retrospectivo sobre 677 implantes con un seguimiento superior a 8 años”. Antonio Magán Fernández, Cristina Ibáñez Romero, Ricardo Muñoz, Blas Noguerol, Andrés Catena, Francisco Mesa. III Congreso Internacional de la Sociedad Científica de Odontología Implantológica. Granada. 27 al 29 de Marzo de 2014.

3. “Influencia del diseño de la prótesis y la superficie del implante sobre la pérdida marginal ósea a largo plazo”. Emiliano Nuevo, Cristina Ibáñez, Andrés Catena, Antonio Magán Fernández, Ricardo Muñoz, Jose Luis Gutiérrez Pérez, Francisco Mesa. XII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Cirugía Bucal. Salamanca. 20 al 22 de Noviembre de 2014.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi agradecimiento:

Al Profesor Francisco Luis Mesa Aguado por confiar en mí, por sus conocimientos, sus orientaciones, su persistencia, su motivación y su paciencia. Todo esto ha sido fundamental para mi formación como investigadora. Me ha inculcado toda la disciplina necesaria para que este proyecto avanzara poco a poco.

Al Profesor Andrés Catena Martínez por su continua ayuda, disposición y por haberme adentrado en el mundo de la estadística.

Al Dr. Blas Noguero Rodríguez por su colaboración y asesoramiento. Gracias a él he tenido la oportunidad de tener contacto con los pacientes y poder desarrollar este estudio.

Al Dr. Ricardo Muñoz Martínez por su continuo apoyo y ánimo desde el principio para hacer realidad este proyecto. Me ha transmitido toda la fuerza e ilusión necesaria para iniciarme como investigadora.

A Antonio Magán Fernández por su ayuda, esfuerzo y dedicación. Me ha inculcado un sentido de seriedad, responsabilidad y rigor académico.

A mis amigos y compañeros, por tenerlos siempre a mi lado, celebrando los buenos momentos y animándome en los menos buenos.

Y en especial, a mi familia, que han estado a mi lado dándome su apoyo, consejos y comprensión.

Simplemente GRACIAS.

ABREVIATURAS

ICOI: Congreso Internacional de Implantología Oral (International Congress of Oral Implantologists)

MBL: Pérdida ósea marginal / Pérdida hueso alveolar (Marginal Bone Loss)

IL1: Interleucina 1

TAC: Tomografía Axial Computarizada

ITI: International Team for Implantology (www.iti.org)

HA: Hidroxiapatita

TPS: Plasma Spray de Titanio (Titanium Plasma-Sprayed)

FDA: Administración de Alimentos y Drogas (Food and Drug Administration)

Ti c.p.: Titanio comercialmente puro

CE: Conexión Externa

CI: Conexión Interna

IOD: Sobredentaduras sobre implantes (Implant Overdentures)

SC: Coronas unitarias sobre implantes (Single Crowns)

FPD: Prótesis parciales fijas sobre implantes (Fixed Partial Dentures)

FCDP: Prótesis completas fijas sobre implantes (Fixed Complete Dental Protheses)

IS: Índice de sangrado gingival

IP: Índice de placa

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	23
1.1. Criterios de éxito en implantología	23
1.1.1. Pérdida ósea marginal (MBL)	27
1.2. Clasificaciones de tipo de hueso	28
1.2.1. Clasificación de Linkow	28
1.2.2. Clasificación de Lekholm y Zarb	28
1.2.3. Clasificación de Misch	29
1.3. Características de los implantes dentales	30
1.3.1. Tipos de superficie del implante	30
1.3.1.1. Implantes de superficie lisa (o maquinada o torneada)	30
1.3.1.2. Implantes de superficie rugosa (o texturizada)	31
1.3.2. Tipos de conexión del implante	38
1.3.2.1. Conexión externa (CE)	38
1.3.2.2. Conexión interna (CI)	39
1.3.3. Características métricas del implante	40
1.3.3.1. Anchura / Diámetro del implante	40
1.3.3.2. Longitud del implante	41
1.3.3.3. Geometría de la rosca	42
1.4. Tipos de prótesis sobre implantes	43
1.4.1. Prótesis removibles sobre implantes Sobredentaduras sobre implantes (IOD)	43
1.4.2. Prótesis híbridas sobre implantes	45
1.4.3. Prótesis fijas sobre implantes	46
1.4.3.1. Coronas sobre implantes individuales (SC)	47
1.4.3.2. Prótesis sobre implantes parciales fijas (FPD)	47
1.4.3.3. Prótesis sobre implantes completas fijas (FCDP)	47
Dentro de las fijas encontramos:	
A) Atornilladas	48
B) Cementadas	49

2. JUSTIFICACIÓN	53
3. HIPÓTESIS	57
4. OBJETIVOS	61
5. MATERIAL Y MÉTODOS	65
5.1. Criterios de exclusión	65
5.2. Variables clínicas	65
5.2.1. Datos de filiación	65
5.2.2. Consumo de tabaco	65
5.2.3. Estado bucal previo del paciente	66
5.2.3.1. Profundidad de sondaje	66
5.2.3.2. Índice de sangrado gingival	66
5.2.3.3. Índice de placa	67
5.2.4. Tipo de hueso	68
5.3. Variables relativas al implante	68
5.3.1. Tipos de implantes	68
5.4. Tipos de prótesis dentales sobre implantes	70
5.5. Variables radiológicas	70
5.6. Análisis estadístico	72
6. RESULTADOS	75
7. DISCUSIÓN	85
7.1. Discusión de los resultados con respecto a la relación de MBL y la variable tipo de hueso	86
7.2. Discusión de los resultados con respecto a la relación de MBL y la variable diámetro del implante	88
7.3. Discusión de los resultados con respecto a la relación de MBL y la variable tratamiento de superficie del implante	89
7.4. Discusión de los resultados con respecto a la relación de MBL y la variable tipo de prótesis sobre implante	91
8. CONCLUSIONES	95
9. BIBLIOGRAFÍA	99
10. ANEXOS	115

1.

INTRODUCCIÓN

“Estar al día significa ser capaz de darle la bienvenida a lo desconocido”.

(Anónimo)

1. INTRODUCCIÓN

1.1. CRITERIOS DE ÉXITO EN IMPLANTOLOGÍA

Para que se considere un implante como un tratamiento exitoso, éste ha de cumplir con varios requisitos relativos a la función mecánica (capacidad para masticar), fisiología tisular (presencia de osteointegración, mantenimiento de hueso de soporte y ausencia de inflamación) y adaptación del paciente (ausencia de dolor, ausencia de discomfort, estética) (1).

Uno de los primeros intentos por evaluar objetivamente la obtención de un resultado exitoso en implantes osteointegrados se hizo en la Swedish National Board of Health and Welfare en 1975 (2). Para ello se tomaron parámetros periodontales (índice gingival, índice de placa y profundidad de sondaje), protésicos (tipo de oclusión) y radiológicos (ausencia de radiolucidez periimplantaria), junto con la opinión del paciente con respecto al tratamiento.

En 1978, en la Universidad de Harvard se celebra la primera “Conferencia para el Consenso sobre los Implantes dentales”, donde se concluyó que “para ser considerado exitoso un sistema de implantes debían permanecer en función durante cinco años el 75% de los implantes” (3). Así se definieron los criterios de éxito:

A.- Criterios Subjetivos:

1. Función correcta.
2. Confort del paciente.
3. Consecución de las demandas estéticas y psicológicas del paciente.

B.- Criterios Objetivos:

1. Correctas oclusión y dimensión vertical.
2. Pérdida ósea no mayor de un tercio de la altura del implante con ausencia de síntomas y estabilidad funcional tras 5 años.
3. Inflamación gingival susceptible de tratamiento.
4. Movilidad del implante menor de 1mm en todos los ejes.

5. Ausencia de síntomas o infección asociadas con los implantes.
6. Ausencia de daños a dientes adyacentes o a sus estructuras de soporte.
7. Ausencia de parestesia o daño al canal mandibular, seno maxilar o piso de fosa nasal.

Posteriormente, Albrektsson y cols. en 1986 (4), después de evaluar los distintos estudios sobre diferentes sistemas de implantes, propusieron a la comunidad científica unos criterios renovados, al tiempo que excluían los índices periodontales convencionales, al no considerar que estuvieran relacionados con el éxito de los implantes:

- Implante inmóvil a la exploración clínica.
- Radiológicamente no se deben observar áreas radiolúcidas periimplantarias.
- Pérdida ósea vertical menor de 0,2 mm anual a partir del primer año de la puesta en función del implante.
- Ausencia de sintomatología dolorosa, infecciosa o neurológica.

Estos criterios de Albrektsson y cols. (4) han sido los más comúnmente aceptados para la evaluación del éxito de los implantes.

Estos autores recomendaban que para que un sistema de implantes se considerara exitoso el 85% de los implantes debían encontrarse en función a los 5 años, y el 80% a los 10 años. No obstante, en revisiones posteriores se observó que en la mayoría de los artículos que se publicaban el principal criterio de éxito era si el implante se encontraba o no en boca (1).

En la segunda “Consensus Conference”, en 1988, se concluyó que se podían aplicar diferentes criterios a los diferentes sistemas de implantes, pero desafortunadamente, no se llegó a un consenso y se mantuvieron los criterios de la primera conferencia de 1978.

En febrero de 1993, en el Primer Workshop Europeo de la Federación Europea de Periodoncia se volvieron a consensuar nuevos criterios de éxito en implantología (5), modificando en algunos puntos los criterios de éxito que Albrektsson y cols. (4) habían

establecido previamente, y proponen como criterios: la ausencia de movilidad, la pérdida de menos de 1,5 mm de hueso marginal durante el primer año y menos del 0,2 mm anualmente a partir de entonces, y la ausencia de dolor o parestesia.

Posteriormente, Roos y cols. (6) publicaron en 1997 un trabajo en el que volvieron a establecer nuevos criterios de éxito. Asimismo, se establecieron cuatro categorías para describir el estado de los implantes en el momento del estudio de la manera que previamente describieron Albrektsson y Zarb (7), definiéndose:

- Fracaso: cualquier implante extraído por cualquier razón.
- Incontrolado: aquel al que no se le puede realizar seguimiento. Incluye, lógicamente, a los pacientes fallecidos.
- Supervivencia: implantes que no están perdidos ni fracasados (son los implantes que permanecen en función pero que no cumplen los criterios de éxito o no han sido examinados para tal fin).
- Éxito en implantes: implantes supervivientes pero con una serie de requisitos.

En 2008, en el Congreso Internacional de Implantología Oral (ICOI), celebrado en Pisa, se describió una escala de salud para los implantes dentales según su situación clínica: (8).

I. Exitoso (óptimo estado de salud):

- a) Sin dolor ni sensibilidad después de funcionar.
- b) 0 movilidad.
- c) Pérdida ósea de < 2mm a partir de la cirugía inicial.
- d) Sin antecedentes de exudados.

II. Supervivencia satisfactoria:

- a) Sin dolor después de funcionar.
- b) 0 movilidad.
- c) Pérdida ósea de 2 a 4 mm.

d) Sin antecedentes de exudados.

III. Supervivencia comprometida:

a) Posible sensibilidad después de funcionar.

b) Sin movilidad.

c) Pérdida ósea de > 4 mm (menos de la mitad del cuerpo del implante).

d) Profundidad de > 7 mm.

e) Posibles antecedentes de exudados.

IV. Fracaso (Fracaso clínico o absoluto): Cualquiera de los siguientes:

a) Dolor después de funcionar.

b) Movilidad.

c) Pérdida ósea de $> \frac{1}{2}$ del largo del implante.

d) Exudado sin control.

e) Ya no se encuentra en la boca.

Finalmente en 2012, se realizó una revisión sistemática sobre los criterios de éxito en implantología dental (9). Se realizó una búsqueda electrónica en Medline / Pubmed sobre seguimientos de implantes de más de 5 años, en los que se analizaban tejidos blandos periimplantarios, prótesis y satisfacción del paciente. Entre estos se encuentra:

- A nivel de implante: movilidad, dolor, áreas radiolúcidas y pérdida de hueso periimplantario ($> 1,5$ mm).

- A nivel de tejidos periimplantarios de tejidos blandos: supuración y sangrado.

- A nivel protésico: complicaciones técnicas, mantenimiento de la prótesis, función adecuada y estética.

- A nivel de satisfacción de los pacientes: incomodidad, parestesia, satisfacción con la apariencia, capacidad de masticar y el gusto.

Y los autores concluyen que para el éxito en implantología dental, lo ideal sería evaluar a largo plazo el complejo implante – prótesis en su conjunto.

Un criterio ampliamente considerado por la mayoría de los autores en esta temática, es la valoración de la pérdida ósea marginal (Marginal Bone Loss, MBL) a corto y largo plazo.

1.1.1. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL (MBL)

Una vez completada la osteointegración, los criterios de éxito, supervivencia o fracaso clínico de un implante, a corto o largo plazo, vienen determinados por MBL, a pesar de que otros criterios de éxito y/o supervivencia puedan ser también relevantes (9). MBL de hasta 2 mm en 1 año después de la carga del implante ha sido aceptada como clínicamente “normal” (4). Se ha descrito que el 97 % de los implantes con una MBL > 0,45 mm a los 6 meses posteriores a la carga, muestran una MBL rápida y progresiva hasta 2 mm de pérdida en 1 año (10). Sin embargo, estudios recientes a corto (11) y a largo plazo (12) han demostrado una ausencia de MBL, atribuida al desarrollo de nuevas superficies y geometrías en los implantes dentales actuales.

Parece que MBL a corto plazo está influenciada por múltiples factores. Así para Albrektsson y cols. la osteointegración es una reacción a un cuerpo extraño, donde MBL sería un desequilibrio a dicha respuesta (13). MBL también ha sido descrita como una respuesta biológica al trauma quirúrgico, el exceso de perforación, y/o exceso de calor (14) o de la retirada del periostio, que daría como resultado la pérdida de hueso crestral de 1 mm alrededor del implante (15).

Para otros autores, MBL es debida al establecimiento de la anchura biológica tras la colocación de la prótesis (16, 17). Galindo-Moreno y cols. observaron que la pérdida marginal ósea es casi inexistente tras la fase quirúrgica, incrementándose tras la colocación de la prótesis, para estabilizarse nuevamente tras 6 meses de funcionamiento de la prótesis (10).

Otros factores que han sido propuestos y que influyen en la MBL a largo plazo son: polimorfismo del gen de la IL1 (alelos 1 y 2 del gen A y alelos 1 y 2 del gen B) (18), la presencia de microflora patógena (19), el consumo de tabaco (20, 21) y características relacionadas con el implante, tales como factores relativos al diseño del implante (plataforma con escalón entre el pilar y el perfil de emergencia del implante)

(22), macroarquitectura (23, 24), o tipo de conexión del implante (25), el diámetro y longitud del implante, el tipo de superficie (26), o el diseño protésico (27), han sido asociados a MBL a más largo plazo.

1.2. CLASIFICACIONES DE TIPO DE HUESO

A lo largo de la historia se han realizado varias clasificaciones de tipos de hueso según su densidad (28):

1.2.1. Clasificación de Linkow (1970)

Clasificó la densidad ósea en tres categorías:

- Hueso tipo I: este tipo de hueso ideal consiste en la presencia de algunas trabéculas espaciadas con pequeños espacios medulares.
- Hueso tipo II: el hueso tiene espacios medulares ligeramente mayores con menor uniformidad en el patrón óseo.
- Hueso tipo III: existen grandes espacios medulares entre las trabéculas óseas.

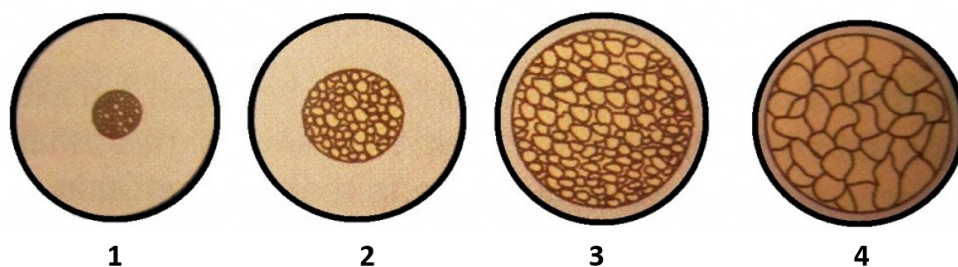
Linkow afirmó que el hueso tipo III provocaba una desadaptación del implante; que el hueso tipo II era suficiente para los implantes y que el hueso tipo I era el hueso ideal para la prótesis sobre implantes.

1.2.2. Clasificación de Lekholm y Zarb (1985) (29)

Describieron cuatro calidades óseas encontradas en la región anterior de los maxilares (Figura 1), constituyendo la clasificación clínica más usada actualmente.

- Calidad 1: Está constituida por hueso compacto homogéneo.
- Calidad 2: Presenta una gruesa capa de hueso cortical compacto rodeando al hueso trabecular denso.
- Calidad 3: Tiene una delgada capa de hueso cortical rodeando al hueso trabecular de resistencia favorable.
- Calidad 4: Muestra una fina capa de hueso cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular esponjoso de baja densidad.

Figura 1: Tipos de hueso según densidad.

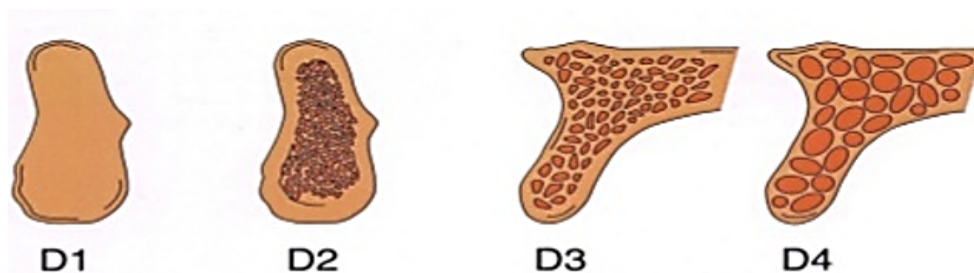


1.2.3. Clasificación de Misch (1988)

Propuso cuatro grupos de densidades óseas independientemente de la región de los maxilares, basándose en características macroscópicas del hueso cortical y trabecular. Las cuatro densidades óseas encontradas en las regiones edéntulas del maxilar y de la mandíbula son:

- Hueso D1: Es hueso cortical principalmente denso.
- Hueso D2: Presenta hueso cortical de denso a poroso y espeso en la cresta y trabecular denso.
- Hueso D3: Tiene una cortical fina porosa en la cresta y un hueso trabecular fino.
- Hueso D4: Casi no presenta hueso cortical, componiendo el hueso fino trabecular la mayor parte del volumen óseo.

Figura 2: Tipos de hueso según densidad.



La determinación de la calidad ósea puede hacerse de manera táctil (durante la fase quirúrgica), mediante el TAC, por densitometría o bien por localización.

1.3. CARACTERÍSTICAS DE LOS IMPLANTES DENTALES

1.3.1. TIPOS DE SUPERFICIE DEL IMPLANTE

Desde la introducción del sistema Brånemark a la comunidad científica en los años 1960 y 1970, un gran número de sistemas de implantes se han desarrollado y se han convertido en un plan de tratamiento cada vez más usado para la profesión dental (30). El uso de los implantes osteointegrados, y su gran éxito presentado en la literatura a largo plazo, ha revolucionado el enfoque terapéutico de la odontología restauradora convencional. Los estudios del equipo de Brånemark, con su diseño de implante atornillado de superficie lisa, marcaron la pauta para los trabajos posteriores. Aparece posteriormente el equipo de trabajo de ITI con su diseño de superficie rugosa (TPS) y conexión protésica interna, para llevarnos a un enfoque diferente de la osteointegración (31).

Los tipos de superficie de los implantes pueden ser:

1.3.1.1. IMPLANTES DE SUPERFICIE LISA (O MAQUINADA O TORNEADA)

Los implantes de superficie lisa y diseño atornillado, presentados inicialmente a la profesión odontológica por el sistema Brånemark, han mostrado excelentes resultados clínicos a largo plazo en la rehabilitación de pacientes total (32, 33) y parcialmente edéntulos (34) y en la restauración de dientes unitarios (35). La característica particular de estos implantes endoóseos es la utilización de titanio comercialmente puro (36) o de una aleación de titanio, para lograr la respuesta biológica de la osteointegración (33, 37).

Estos implantes se caracterizan por presentar un aspecto metálico, brillante, menor porcentaje de unión hueso – implante y menor colonización microbiológica. Hoy día es utilizada en combinación con otra superficie.

Un ejemplo de este tipo de implante es el Brånemark Integration® (Nobel Biocare Ibérica, Barcelona, España):



1.3.1.2. IMPLANTES DE SUPERFICIE RUGOSA (O TEXTURIZADA)

Diferentes estudios del fenómeno de la osteointegración han establecido que es posible mejorar la respuesta ósea alrededor de los implantes por medio de la modificación de su superficie y la modulación de la respuesta celular y molecular. Una de las primeras modificaciones presentadas en el mercado fue la de los implantes con superficies texturizadas o rugosas.

Debido a que la biocompatibilidad de un implante viene determinada por la capa de óxido que se forma en su superficie (capa presente también en las superficies rugosas) puede suponerse que la biocompatibilidad es similar para las superficies rugosas y lisas (38, 39).

La topografía de la superficie puede guiar los movimientos de tipos específicos de células, con capacidad para influir directamente en la forma y la función celular (40). Diferentes estudios han publicado que la osteointegración es más fácil sobre los implantes de superficie rugosa que sobre los de superficie lisa de un material idéntico (38, 41). Además, se han logrado menores tiempos de cicatrización y mayores valores de torque necesarios para su remoción. Se ha sugerido que cambios mínimos en el material o diseño de un implante pueden tener un impacto significativo sobre los resultados clínicos (38, 42). Desde la perspectiva de los biomateriales, la rugosidad de la superficie, la composición y la energía superficial pueden influir en la respuesta biológica y, de esta manera, en la función clínica. La capacidad de la superficie rugosa del implante para retener la inserción de la fibrina durante la fase de contracción del coágulo es crítica para lograr que la migración celular alcance dicha superficie. Por

tanto, el diseño del implante puede tener una gran influencia sobre la osteoconducción, ya que mantiene el anclaje de la matriz temporal a través de la cual las células migratorias alcanzan la superficie del implante (43, 44). Podría decirse que las superficies rugosas promueven la osteoconducción al incrementar el área de la superficie disponible para la inserción de la fibrina y así permitir características de superficie con las cuales la fibrina puede formar una «malla». Se ha observado que los osteoblastos proliferan más sobre las superficies rugosas y que la composición y rugosidad de la superficie pueden influir en la energía superficial. Las superficies con energía superficial más alta exhiben un comportamiento de humectación mejorado, lo cual se cree que resulta en mejores interacciones con los dominios protésicos, importantes para la respuesta osteogénica (45).

Es esencial la estabilidad primaria para lograr una osteointegración ideal y depende de las características micro y macroscópicas del implante, así como de la estructura ósea. Los implantes con superficie rugosa muestran mayor anclaje inicial en hueso y mayor porcentaje de contacto óseo que los implantes de superficie lisa (46).

El uso de una superficie activa es ciertamente una ventaja, pero no modifica la densidad del hueso, por lo que deberíamos esperar una alta tasa de fracaso con cualquier tipo de implante colocado en hueso de muy baja densidad. Incluso, aunque se encuentre un alto porcentaje de contacto implante-hueso con implantes de superficie rugosa, la capacidad biomecánica de esta capa ósea delgada para soportar cargas oclusales es cuestionable, porque la densidad ósea no mejora con la colocación de implantes (46).

Los diferentes tratamientos de calor y de superficie que se aplican a los implantes alteran sus características superficiales (composición, rugosidad y energía) y pueden tener implicaciones en la actividad clínica (45). Diferentes sistemas de implantes con diferentes superficies muestran patrones de fracaso diferentes con el tiempo, por ello parece probable que las características de superficie de los implantes jueguen un papel importante en el resultado final. Se requieren estudios comparativos bien diseñados y a largo plazo para evaluar cuantitativamente estas diferencias (47).

TIPOS DE TRATAMIENTO DE SUPERFICIE (28, 48)**A) TRATAMIENTO DE SUPERFICIE TEXTURIZADA POR SUSTRACCIÓN:****- ARENADO Y GRABADO ÁCIDO:**

El proceso de arenado se realiza con partículas medianas o gruesas de óxido de aluminio (Al_2O_3).

El grabado ácido se puede lograr usando una mezcla de ácido clorhídrico y ácido sulfúrico ($\text{HCl} / \text{H}_2\text{SO}_4$) o una solución de 20% de ácido fluorhídrico y 10% de ácido nítrico (HF / HNO_3).

Tiene como características que elimina el riesgo de desprendimiento accidental, presenta un solo material y mayor resistencia a tensiones.

Un estudio de implantes de Ti c.p. arenados con partículas de Al_2O_3 de 25 y 250 μ , demostró que los arenados con partículas más pequeñas tiene mayor contacto directo con hueso.

Sin embargo, el torque de remoción es el mismo para ambos implantes (49).

- DOBLE GRABADO ÁCIDO:

La creación de microrrugosidades en la superficie mediante erosión con ácido clorhídrico y ácido sulfúrico. La superficie creada es osteoconductor y se incrementa la superficie microscópica en contacto con el hueso.

B) TRATAMIENTO DE SUPERFICIE TEXTURIZADA POR ADICIÓN O RECUBRIMIENTO:**- RECUBIERTOS CON HIDROXIAPATITA (HA):**

La Hidroxiapatita en contacto con los fluidos orgánicos forma una capa de fosfato de calcio, que tiene propiedades químicas y cristalográficas similares a la apatita ósea.

Este fosfato de calcio permite crear una red en los espacios que quedan entre hueso e implante durante el proceso de instalación (propiedad osteoconductor).

Diversos estudios clínicos, han demostrado que el recubrimiento con HA se asocia a tasas de éxito de alrededor de 95% en investigaciones prospectivas de no más de 5 años (50-52).

Otros estudios han reportado variados fracasos de los implantes recubiertos con HA (53, 54).

Se han descrito fracturas, la pérdida parcial o total del revestimiento y la colonización por microorganismos en algunos implantes recubiertos con HA extraídos (55, 56).

En las primeras 6 semanas, los implantes recubiertos con HA tenían un 65% de hueso en contacto íntimo contra un 52% de los implantes de titanio con TPS.

Al año el porcentaje de osteointegración en los implantes con HA baja al 59% y en los de titanio puro maquinado aumenta a 73%, indicando que la Hidroxiapatita no favorece la maduración ósea definitiva (57).

- ÓXIDO DE TITANIO (TiO₂):

Es un tratamiento que incrementa la cantidad de óxido de titanio en la interfase hueso – implante. Este óxido es un potente osteoconductor. Se dispone en forma de pseudópodos que incrementan el potencial de osteointegración.

C) TRATAMIENTO DE SUPERFICIE TEXTURIZADA MIXTA (POR SUSTRACCIÓN Y ADICIÓN):

- RECUBIERTOS CON PLASMA SPRAY DE HIDROXIAPATITA:

El porcentaje de contacto hueso – implante y el nivel de hueso alveolar, es mayor en los implantes con plasma spray de HA, que en los de titanio.

Se observó grados de reabsorción de la cubierta se spray de HA cuando el implante no estaba en contacto con hueso, lo que indica que a pesar de ser un método mejorado, este tiene un cierto riesgo de reabsorción (58).

- ROCIADO CON PLASMA SPRAY DE TITANIO (TPS):

Se comprime un gas noble, escindido en iones y electrones (plasma), con un arco luminoso incandescente (15.000 a 20.000 °C) a una elevada velocidad de choque (3.000 m/seg.). Al chorro caliente de gas, se añade el hidruro de titanio, que se descompone en este chorro y las pequeñas gotas del metal chocan con el implante situado a 15 o 20 cm. Las partículas de titanio se sueldan íntimamente al cuerpo del implante. La capa superficial que se forma tiene un grosor de 30 a 50 μ , con una profundidad de las asperezas de alrededor de 15 μ . Se admite que, por esta técnica, la superficie del cuerpo del implante aumenta del orden de 6 a 7 veces (59-61). Como inconveniente se teme que durante las fuerzas de cizallamiento y tracción se produzca una liberación de partículas superficiales de titanio (62). Existen estudios en implantes con TPS, exfoliados de perros y humanos, que demostraron presencia de partículas de titanio en los tejidos blandos y duros adyacentes a estos implantes (63, 64).

Desde un punto de vista fisiológico, la superficie rugosa estructurada ofrece ventajas en relación a la superficie lisa, como que la superficie rugosa tiene una mayor proliferación de hueso, se irriga mejor y posee mayor adherencia (65) (66).

Lumbikanonda y Sammons (2001) (67), demostraron que la superficie TPS produce una propagación celular más rápida. Sin embargo, en los implantes maquinados el contacto es más lento, y la adherencia celular es más íntima.

Un ejemplo de este tipo de implante es el IMTEC[®] (con superficie rociada con plasma de titanio (TPS):



- ÓXIDO DE TITANIO ENRIQUECIDO CON FOSFATO (TIUNITE®):

TiUnite® es un óxido de titanio altamente cristalino enriquecido con fosfato, que se caracteriza por una superficie microestructurada con poros abiertos en el intervalo de micrómetros bajo (68). La superficie del implante TiUnite® ha demostrado en varios estudios dar una respuesta ósea mejorada en comparación con las superficies de implantes mecanizadas (69). Dicha superficie fue creada por Nobel Biocare, recibiendo la aprobación de la FDA (Food and Drug Administration), para que la formación ósea sea rápida y con mayor cantidad de hueso en contacto con la superficie TiUnite® durante la cicatrización. La respuesta del hueso mejorado para TiUnite® da como respuesta una osteointegración más rápida y más fuerte y, por tanto, un mejor mantenimiento de la estabilidad del implante en comparación con los implantes de titanio mecanizados. Cuando se coloca en hueso blando e inmediatamente cargado, el aumento de la osteointegración en implantes Nobel Biocare TiUnite® resultan tasas de éxito mayores en comparación con los implantes mecanizados. Estas afirmaciones están respaldadas por una amplia investigación (21, 70, 72).

Un ejemplo de este tipo de superficie de implante es Brånemark MK IV® (con superficie de titanio enriquecido con fosfato (TiUnite®)), es un implante con cuerpo de fijación cónico, cuello cónico, diseño de doble espira, ápice autorroscante con mayor área roscada, implante universal autorroscante, paredes paralelas, extremo del ápice con 4 cámaras de corte y un diámetro inferior (lo que facilita su instalación en preparaciones de menor diámetro) y está indicado para “Función Inmediata”. Es un implante destinado para ser usado en hueso blando. Su diseño cónico y la doble rosca aumentan la capacidad de lograr la estabilidad inicial del implante en el hueso trabecular blando (48).



D) OTROS TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE:

- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE ELECTROQUÍMICOS: OXIDACIÓN ANÓDICA:

Método electroquímico: Se coloca el implante en el baño electroquímico y se aplica un potencial → Crecimiento controlado de TiO_2 puro, parcialmente cristalizado.

Tiene un espesor variable de $1-2\mu$ en su porción coronaria, $1-10\mu$ en apical, lo cual conlleva a un aumento gradual de la rugosidad de la superficie hacia apical.

En un estudio comparativo en conejos, entre implante con oxidación anódica e implante de superficie maquinada, se observa que hay un 15% más de contacto con hueso y que se requiere de mayor torque de remoción que el implante maquinado (73, 74).

- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE DE VACÍO.

- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE TÉRMICOS.

- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE CON LÁSER.

- ETC...

1.3.2. TIPOS DE CONEXIÓN DEL IMPLANTE

Una de las características que ha sido objeto de debate entre los diferentes sistemas de implantes, ha sido el diseño de la conexión, que atribuye a los implantes el tipo de aditamentos necesarios para la elaboración de la prótesis (30).

1.3.2.1. CONEXIÓN EXTERNA (CE)

Desde el principio, el sistema Brånemark se caracterizó por un hexágono externo que fue desarrollado para facilitar la inserción de implantes y para proporcionar a los médicos de un sistema antirrotacional. Todos los implantes de conexión externa (CE) están diseñados para ser utilizados con conexión universal. De la plataforma del implante emerge una zona hexagonal que tiene la función de permitir la aplicación del torque para la inserción del implante en el alveolo y formar el sistema para la retención antirrotacional de la prótesis. Este tipo de conexión es apropiada en casos de divergencia entre implantes, ya que facilita su rehabilitación. Asimismo, las múltiples propiedades del titanio puro, unidas a su plataforma hexagonal, otorgan una gran resistencia y antirrotación al conectar los aditamentos protésicos. Sin embargo, tiene algunos inconvenientes debido a su altura limitada y, como consecuencia, una eficacia limitada cuando se somete a cargas fuera de eje. Por lo tanto, se ha descrito que, bajo altas cargas oclusales, el hexágono externo puede producir micromovimientos del pilar, y por lo tanto causar inestabilidad de la articulación que pueden provocar aflojamiento o incluso fractura por fatiga de los tornillos de unión (30).

El hexágono externo se trata del formato original para la conexión de implantes dentales, que con el paso del tiempo tuvo que ser modificada para evitar la rotación y mejorar la estabilidad. Han requerido en numerosas ocasiones de su reparación debido a los problemas de rotación, aunque su uso y fabricación se sigue realizando actualmente.



1.3.2.2. CONEXIÓN INTERNA (CI)

Las conexiones de hexágono interno se introdujeron para reducir o eliminar estas complicaciones mecánicas y reducir el estrés transferido a la cresta ósea (75, 76). Pero habría que preguntarse si esto es cierto para todos los sistemas de conexión internos (77), ya que, a diferencia de la conexión hexagonal externa, el diseño de la conexión interna de los diferentes sistemas de implantes no son iguales. Al analizar el acoplamiento entre pilar - implante de los sistemas de conexión internos, se han descrito muchas diferencias, tales como: la aproximación entre la superficie de tope y las paredes internas de la fijación del implante, la profundidad de la penetración del pilar en el accesorio, la presencia de enclavamiento antirrotacional, el número y forma del sistema antirrotacional o orientación de las ranuras ING (hexágono, trilobe, spline, etc.), el diámetro del pilar en el nivel de la plataforma, la dimensión del tornillo del pilar y el material, la precarga del tornillo, el materiales de apoyo, etc... (30).

Los implantes dentales requieren de la fusión del tornillo con el diente, y el diseño hexagonal interno permite proporcionar una apariencia más natural de la prótesis dental debido a que el mecanismo interior fuerza el diente profundamente en su conexión. Además, este tipo de conector del implante se considera un poco más estable, eliminando o reduciendo el estrés, así como cualquier efecto potencial de rotación que pueda ocurrir. Algunos profesionales sugieren que el posicionamiento es un poco más flexible con los conectores hexagonales internos, pero ese es un tema aún en discusión. Además de los conectores estándares hexagonales internos, se han desarrollado

conectores con un ajuste por fricción, que elimina completamente cualquier posibilidad de rotación de los dispositivos.

Además del hexágono interno, se han diseñado otros tipos de conexión interna como pueden ser: octógono interno, trilobular, spline, etc... Con la finalidad de eliminar los efectos adversos en cuanto a la distribución de la fuerza sobre la prótesis y el tornillo de implante. Dichas estructuras están diseñadas para reducir la fatiga a largo plazo y para permitir un procedimiento de agarre más fuerte entre la prótesis y el implante.



1.3.3. CARACTERÍSTICAS MÉTRICAS DEL IMPLANTE (78)

1.3.3.1. ANCHURA / DIÁMETRO DEL IMPLANTE (28)

En las últimas cinco décadas de la historia de los implantes endoóseos, la anchura de los implantes ha ido aumentando gradualmente. Hoy en día, los implantes dentales en general reflejan el principio científico según el cual, al aumentar adecuadamente el ancho del implante, se incrementa el área sobre la que se pueden disipar las fuerzas oclusales. Por otra parte, las tensiones se concentran en la cresta del reborde y, por este motivo, el ancho es más importante que la altura una vez obtenida la altura mínima necesaria para determinar la fijación inicial y la resistencia a la torsión. Cuanto mayor sea el ancho del implante, más patente quedará el perfil de emergencia del diente natural. La mayoría de los dientes tienen entre 6 y 12 mm de ancho, por lo que lo ideal sería que los implantes tuvieran un tamaño similar. Sin embargo, el implante de titanio es de 5 a 10 veces más rígido que un diente natural. La rigidez de un material está relacionada no sólo con la naturaleza inherente del módulo elástico del

material, sino también con la dimensión física del material. El incremento de anchura de los implantes, de 6 a 12 mm, afecta a la resistencia a la flexión del implante en relación con el radio elevado a la cuarta potencia. Como consecuencia, es más probable que se produzca una acumulación de tensiones. Los implantes cuya dimensión es similar a la de los molares pueden ser demasiado rígidos para deformar el hueso dentro de sus límites fisiológicos, pudiendo provocar una atrofia por inactividad. Como conclusión, no es necesario que el implante tenga un diámetro y formas excesivas a la hora de reemplazar el amplio espectro de formas de los dientes de cada paciente.

1.3.3.2. LONGITUD DEL IMPLANTE (28)

A medida que aumenta la longitud del implante, aumenta el resto de la superficie total. Como resultado, la tendencia más común ha sido colocar un implante lo más largo imposible y, preferentemente, en la tabla cortical adyacente. Al reevaluar esta tendencia, se han realizado varios cambios. La tabla cortical adyacente se sitúa principalmente en las zonas anteriores de la boca, especialmente en la arcada inferior anterior. Las fuerzas de mordida son menores y la densidad ósea es mayor en las zonas anteriores. El sobrecalentamiento óseo es una de las principales causas de fracaso quirúrgico (79). El hecho de intentar hacer uso de la tabla cortical adyacente y preparar una osteotomía mayor puede sobrecalentar el hueso. Una vez formada la interfase hueso – implante, los implantes excesivamente largos no reciben transferencia de cargas hacia la zona apical y, por tanto, no son necesarios.

El uso de implantes cortos no se ha recomendado, porque se cree que las fuerzas oclusales deben disiparse sobre un área del implante más larga para conservar el hueso. Los estudios clínicos demuestran que los índices de éxito de los implantes cortos eran menos favorables (80). Otro estudio comparaba la influencia del diámetro y la longitud del implante sobre el índice de éxito del mismo (81). En general, los implantes más cortos y con menor diámetro tienen un índice de supervivencia menor que los implantes más largos y más anchos.

Se ha recomendado el uso de implantes más largos para proporcionar mayor estabilidad frente a las cargas laterales. Sin embargo, los estudios sugieren que aumentar la longitud hasta sobrepasar una dimensión determinada puede no reducir la transferencia de fuerzas de manera proporcional (82).

Los fabricantes de implantes convencionales no cambian el diseño en los implantes de mayor diámetro. Como consecuencia, el área superficial del implante aumenta entre un 15 y un 25% en comparación con los implantes estándar de 4mm. Sin embargo, es posible que el área superficial aumente un 200% cuando se escoge un implante de mayor diámetro y se modifica el diseño de la rosca.

1.3.3.3. GEOMETRÍA DE LA ROSCA (28)

Las roscas están diseñadas para maximizar el contacto inicial, mejorar la superficie y facilitar la disipación de tensiones en la interfase hueso – implante (83). Es posible modificar la superficie funcional por unidad de longitud del implante variando tres parámetros de esta geometría: el paso de rosca, la forma y la profundidad de la misma.

- El paso de rosca se define como la distancia que se mide, de manera paralela a su eje, entre las roscas adyacentes (en las roscas de tipo V) o el número de roscas por unidad de longitud en el mismo plano axial y en el mismo lado del eje. Cuanto menor (o más fino) sea este paso, habrá más roscas por unidad de longitud en el cuerpo del implante, y por tanto la superficie por unidad de longitud en el cuerpo del implante será mayor. Es decir, al disminuir la distancia entre las roscas, aumenta el número de roscas por unidad de longitud. Por tanto, si aumenta la magnitud de la fuerza o disminuye la densidad ósea, habrá que reducir la distancia entre las roscas para aumentar la superficie funcional.

- La forma de las roscas de los implantes dentales puede ser cuadrada, en V e inversa en diente de sierra.

- La profundidad de la rosca se refiere a la distancia entre el diámetro mayor y menor de la rosca. Los implantes convencionales proporcionan una profundidad uniforme a lo largo del implante. Cuanto mayor sea la profundidad, mayor superficie tendrá el implante, si los demás factores son iguales. La profundidad varía según el fabricante.

Mayores longitudes y diámetros incrementan el área de contacto hueso – implante (84). No obstante, la influencia de las dimensiones del implante con respecto a algunas características como la estabilidad primaria son controvertidos, así nuestro grupo pudo demostrar que la estabilidad primaria se asoció de manera significativa con la longitud del implante pero no con el diámetro (85). Otro grupo observó una relación de asociación con el diámetro y no la longitud (86). Y otro grupo examinó que ni la longitud del implante ni el diámetro parecieron afectar significativamente en la tasa de supervivencia de los implantes cortos (<10 mm) (87).

1.4. TIPOS DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

La prótesis dental abarca un amplio campo dentro de la odontología que tiene como fin reponer los dientes ausentes, o rehabilitar la estética y la función de aquellos que las han perdido. La aparición de los implantes aumentó las posibilidades de tratamiento, aportando nuevos pilares para la prótesis y dando opciones de prótesis fija a pacientes edéntulos o parcialmente edéntulos que ya no las tenían.

Lo importante en el tratamiento con implantes debe ser proporcionar aquel tratamiento que sea más predecible, rentable y que satisfaga las necesidades anatómicas y los deseos personales del paciente. Para lograrlo, debemos pensar en la prótesis antes de la colocación de los implantes.

Tras la evaluación de la anatomía existente y todos los condicionantes, estableceremos el plan de tratamiento ideal para nuestro paciente concreto, el tipo de prótesis y el número de implantes necesarios.

ALTERNATIVAS PROTÉSICAS EN IMPLANTOLOGÍA (88, 89)

1.4.1. PRÓTESIS REMOVIBLES SOBRE IMPLANTES: SOBREDENTADURAS SOBRE IMPLANTES (IMPLANT OVERDENTURES) (IOD)

Las sobredentaduras sobre implantes son un tipo de prótesis removible por el paciente. Sus indicaciones fundamentales son en pacientes edéntulos totales, que han sufrido un elevado grado de reabsorción ósea, con ausencia de reborde alveolar como para soportar establemente una prótesis completa convencional y que requiere de faldón de resina para dar soporte a los tejidos blandos y preservar la estética. Este tipo de prótesis sobre implantes requiere un menor número de fijaciones, por ello está indicado

en aquellos pacientes que por limitaciones anatómicas (rechazan técnicas de regeneración) no podemos colocar el número suficiente de implantes para realizar una prótesis fija sobre ellos y en aquellos pacientes a los que su economía le impide realizarse otro tipo de tratamiento, al menos por el momento.

El número de implantes necesario para poder realizar una sobredentadura es siempre menor que para una rehabilitación fija y varía desde un mínimo de dos implantes en la arcada mandibular a cuatro implantes en la maxilar (90).

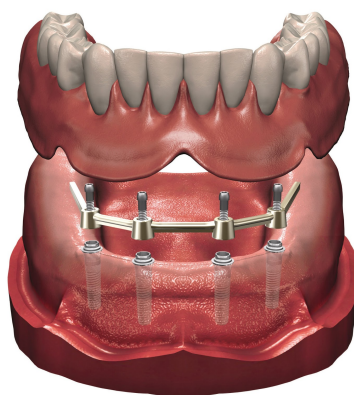
Existen numerosos tipos de ataches de conexión de los implantes a la prótesis, básicamente hay dos tipos: los que ferulizan los implantes y los que los mantienen individuales:

A) Ferulizados:

- Barras: Se trata de la conexión de elección tanto por el grado de retención que aporta, como por el mejor comportamiento biomecánico de la prótesis sobre los implantes, que al mantenerlos ferulizados reciben mejor las cargas oclusales.

Existen numerosos tipos de barras coladas o mecanizadas por ordenador, siendo ellas mismas el elemento de retención o incluyendo en su diseño elementos de retención adicionales.

Su principal inconveniente radica en la necesidad de un espacio oclusal amplio para permitir mantenerla alejada de encía para facilitar la higiene, y dar espacio para la barra y para los elementos de conexión (caballitos, hembras de ataches adicionales) incluidos en las prótesis.



B) Individuales:

- Imanes: Ya en desuso pues no resistían bien los movimientos no axiales, desactivándose.

- Bolas: Aportan retención a la prótesis, pero ésta es mucosoportada, los implantes tienen más riesgo de recibir cargas no axiales y el comportamiento biomecánico es deficiente. Los ataches tipo bola pueden ser parte de la retención adicional de una barra. Con el tiempo, por la fricción se desactivan perdiendo retención, por lo que debemos buscar aquellos que mediante un sistema de cambio de camisas de la parte hembra o con la activación del macho, puedan aumentarla, en los casos que sea necesario. Existen también diversos tipos: tipo O-ring, Dalbo, etc. La ventaja es el menor espacio oclusal que ocupan. Se emplean en casos de dos implantes mandibulares principalmente.

- Paredes paralelas o tipo telescópico: El comportamiento es similar al de las bolas, podemos considerar que las paredes paralelas pueden aportar mayor grado de retención por mayor superficie de fricción y una mejor distribución de fuerzas sobre los implantes. El sistema Locator o el ERA son ejemplos de este tipo de conexión.

Por otro lado las prótesis tipo sobredentaduras sobre implantes pueden estar realizadas con refuerzo metálico (tipo rejilla o armazón) o con resinas de alto impacto. Las resinas convencionales no deben emplearse por el elevado riesgo de fractura.

1.4.2. PRÓTESIS HÍBRIDAS SOBRE IMPLANTES

Las prótesis híbridas sobre implantes se tratan de una opción clásica, ya descrita por Brånemark. Son fijas para el paciente, pero removibles para el profesional de forma simple. Su indicación son pacientes edéntulos que no quieren ser portadores de una prótesis removible, pero a los que no se les puede hacer una prótesis fija, se trata de una opción intermedia.

Son más típicas en la arcada inferior con una colocación de cinco o seis implantes entre los orificios mentonianos, con limitación anatómica para colocar implantes más distales a ellos. Sobre ellos se realiza una prótesis atornillada a los

implantes, con orificios o chimeneas que permitirán la remoción por parte del odontostomatólogo.

Se trata de una prótesis sin ningún apoyo mucoso y suele ser de arcada corta, evitando cantilevers distales. El material empleado suele ser resina con un armazón metálico que conecta a los implantes, todo ello formando un solo bloque.



1.4.3. PRÓTESIS FIJAS SOBRE IMPLANTES

Se trata de una prótesis cuya remoción no puede hacerse (al menos de forma sencilla) ni por el profesional ni por el paciente, son fijas. Se realizan en aquellos pacientes edéntulos o parcialmente edéntulos, cuya conservación del reborde alveolar y la suficiente disponibilidad ósea son los factores determinantes para la elección de este tipo de prótesis. La emergencia de los pilares y las coronas correspondientes deben satisfacer las exigencias estéticas, en el segmento anterior, y funcionales en los segmentos posteriores, con conservación de la dimensión vertical y respecto a los principios de oclusión.

En prótesis fija se considera que la ferulización de los implantes ayuda a la mejor la distribución de cargas, minimizando las no axiales y los micromovimientos a los que pueden verse sometidos los implantes. En la arcada mandibular edéntula se habla de ferulizar en tres tramos, dos sectores posteriores y uno anterior, para evitar que la flexión de la mandíbula en los movimientos de apertura y cierre sobrecargue nuestra rehabilitación.

Obviamente en caso de rehabilitaciones en pacientes parcialmente edéntulos se ferulizarán los implantes adyacentes y si se trata de un unitario se dejará individual.

Según el número de pilares encontramos diferentes tipos de prótesis fijas:

1.4.3.1 CORONAS UNITARIAS SOBRE IMPLANTES (SINGLE CROWNS) (SC)

Van sobre un implante.



1.4.3.2 PRÓTESIS PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTES (FIXED PARTIAL DENTURES) (FPD)

Van sobre dos, tres, cuatro o cinco implantes.



1.4.3.3 PRÓTESIS COMPLETAS FIJAS SOBRE IMPLANTES (FIXED COMPLETE DENTAL PROSTHESES) (FCDP)

Van sobre seis a diez implantes.

Se realizan en aquellos pacientes totalmente edéntulos que no requieren que les aportemos soporte para los tejidos blandos, que tienen un hueso suficiente que permite un adecuado número y distribución de los implantes. Su principal ventaja es a nivel psicológico para el paciente al ser lo más similar a la dentición natural, y su principal inconveniente el coste y los requerimientos anatómicos de disponibilidad ósea.

Para poder realizar una prótesis fija en un paciente totalmente edéntulo se requiere un número elevado de implantes, para que el comportamiento biomecánico sea el adecuado.

Teniendo en cuenta que cada caso es individual (influyendo la oclusión, los hábitos, la calidad y cantidad ósea, la forma de la arcada, el tamaño (diámetro y longitud) de los implantes, etc.) en pacientes edéntulos consideraremos un mínimo de seis implantes mandibulares (colocados cuatro de ellos por detrás de los orificios mentonianos) y de ocho implantes maxilares para rehabilitar de forma fija. En general deberemos evitar voladizos, o reducirlos al máximo para evitar fuerzas de palanca no axiales a los implantes.



Otro factor a tener en cuenta en prótesis fija sobre implantes es si es atornillada o cementada. Dejamos claro que el pilar transepitelial, el muñón de nuestra prótesis siempre va atornillado a los implantes, siendo la corona lo que presenta las dos alternativas (89).

A) ATORNILLADA:

No es fácil conseguir que una prótesis atornillada encaje con exactitud y pasividad antes de apretar los tornillos de fijación. Esto se debe a las discrepancias que crean los materiales que intervienen en su elaboración. Las prótesis atornilladas están indicadas en aquellos casos en los que existan cantilevers extensos y cuando el espacio interoclusal y la altura del pilar tengan poca capacidad de retención con el cemento de la prótesis. Su principal ventaja es la fácil remoción en caso de ser necesario, ya que permite desmontarse para su control de higiene o por problemas prostodóncicos y

periimplantarios. Y como principal inconveniente es que presenta limitaciones estéticas, sobre todo en el sector anterior, al tener una chimenea de acceso para el tornillo. Hoy día existen aditamentos intermedios especiales que corrigen con angulación dicho problema. Su uso es conveniente en casos de espacio oclusal limitado donde la retención del muñón es baja y una prótesis cementada tendría el riesgo de sufrir descementados continuos, y preferentemente en sectores posteriores. Este tipo de coronas sobre implantes son ceramo-metálicas o de zirconio.

B) CEMENTADA:

El principal determinante de este tipo de prótesis suele ser su grado de retención, el cual depende de otros factores como el paralelismo de las paredes del muñón, la superficie o la altura de éste, la rugosidad de su superficie y del tipo de cemento utilizado. El tipo de cemento más recomendable son los cementos temporales, que permiten retirar la prótesis de forma periódica. Sólo en los casos en que se produzcan descementados habituales se deben indicar cementos definitivos, tras haber descartado factores oclusales causantes de la desinserción de la restauración (91). Su principal ventaja es el ajuste pasivo entre pilar y prótesis, que se obtiene más fácilmente en restauraciones unitarias que en restauraciones múltiples, debido a la contracción de los metales durante el colado y posterior cocción de cerámica. Estas discrepancias de ajuste de colado pueden solventarse por la fina capa de cemento de unas 40µm en este tipo de restauraciones, ya que realiza un efecto amortiguador. Este tipo de prótesis también permite finalizar el tratamiento de forma óptima, buscando la apariencia de dientes naturales, sin necesidad de ocultar chimeneas.

Como inconvenientes encontramos que son prótesis irreversibles, ya que existe dificultad (en algunos casos) para descementar la restauración con riesgo de fracturas de la cerámica o incluso rotura de la prótesis, la necesidad de altura de muñón para la retención de la corona, al contrario que la atornillada, y también, en los casos en los que el implante queda en una posición muy subgingival, la línea de terminación de la restauración queda en zona de difícil acceso para retirar los restos de cemento, apareciendo pequeños abscesos gingivales, lo cual contraindica su utilización.

Las coronas pueden ser ceramo-metálicas, de zirconio o totalmente cerámicas.

2.

JUSTIFICACIÓN

“El éxito en la vida no se mide por lo que logras, sino por los obstáculos que superas”.

(Anónimo)

2. JUSTIFICACIÓN

La mejor supervivencia obtenida mediante la utilización de implantes de superficie rugosa, no se ha establecido claramente, y el período de seguimiento en la mayoría de los estudios sobre este tema no han sido superiores a 5 años. De hecho, ha habido un creciente debate en foros sobre el uso de implantes de superficie lisa como un mecanismo de prevención de infección bacteriana y MBL. Por ello, son necesarios más datos comparativos para valorar MBL a largo plazo en implantes de superficies lisas y rugosas para poder tomar decisiones clínicas.

Por otro lado, son pocos los estudios publicados que hayan analizado la influencia del diseño de la prótesis con el éxito de un implante. Una revisión sistemática reciente, aconseja un mayor esfuerzo de investigación sobre este tema, haciendo hincapié en la necesidad de considerar el complejo implante – prótesis en su conjunto para valorar el comportamiento en diferentes variables clínicas, entre ellas MBL.

3.

HIPÓTESIS

“No hay enigmas, si un problema puede plantearse, es que puede resolverse”.

(Ludwig Wittgenstein)

3. HIPÓTESIS

Los implantes de superficie lisa cargados con diferentes diseños protésicos, tienen un buen comportamiento clínico a largo plazo, en comparación con los de superficie rugosa, y pueden considerarse aún, con respecto a MBL a largo plazo, como una buena opción clínica terapéutica.

4.

OBJETIVOS

“La clave de la vida es alcanzar metas de las que te sientas orgulloso y tener siempre un propósito que cumplir”.

(Jeff Lindsay)

4. OBJETIVOS

1. Conocer que tipo de hueso se asocia a una mayor pérdida de hueso marginal periimplantario a largo plazo.

2. Determinar si la longitud y diámetro del implante influyen en la pérdida de hueso marginal a largo plazo.

3. Valorar si los implantes lisos o de superficie rugosa presentan una mayor pérdida ósea marginal a largo plazo.

4. Comprobar que tipo de diseño prótesis sobre implantes se asocia a una mayor o menor pérdida de hueso marginal a largo plazo.

5.

MATERIAL Y MÉTODOS

“La ciencia tiene que ser entendida en su sentido más amplio, como un método para la comprensión de toda la realidad observable, y no sólo como un instrumento para la adquisición de conocimientos especializados”.

(Alexis Carrel)

5. MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos realizado un estudio observacional retrospectivo con un total de 558 implantes colocados en 172 pacientes, por el mismo cirujano (B.N.), en una única clínica privada de Granada, exclusiva en Periodoncia e Implantes, desde el año 1992 y controlados hasta 2013. De estos implantes, 461 fueron Brånemark Integration[®] (Nobel Biocare Ibérica, Barcelona, España), 30 fueron Brånemark MK IV[®] y 67 fueron IMTEC[®] (IMTEC, Ardmore, Oklahoma, Estados Unidos). El estudio fue aprobado por el Comité de Ética del Colegio Oficial de Dentistas de Granada (Anexo 1) y todos los pacientes firmaron un consentimiento informado (Anexo 2).

5.1. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Fueron excluidos del estudio los implantes que necesitaron técnicas quirúrgicas de aumento de hueso o que mostraron ≥ 6 mm de profundidad de sondaje, con sangrado y/o supuración en el momento de la evaluación (patología periimplantaria según Mombelli y Lang (74)), la presencia de enfermedad sistémica con afectación del metabolismo óseo, el uso de esteroides, enfermedad neoplásica y/o el tratamiento con fármacos que afectan al metabolismo óseo.

Las siguientes variables clínicas fueron recogidas en todos los pacientes:

5.2. VARIABLES CLÍNICAS

De la base de datos de las historias clínicas que se encontraban informatizadas se recogieron los siguientes datos:

5.2.1. DATOS DE FILIACIÓN

Nombre y apellidos, sexo (hombre o mujer), edad, domicilio, teléfono, profesión y número de historia.

5.2.2. CONSUMO DE TABACO

Se registró si el paciente fumaba en el momento de la cirugía y cuánto fumaba en número de cigarrillos/día (No fuma, fuma de 0 a 10 cigarrillos/día, fuma de 11 a 20 cigarrillos/día, fuma más de 20 cigarrillos/día). Esta variables junto con las variables demográficas del apartado anterior, fueron recogidas en una hoja de historia clínica por cada uno de los pacientes (Anexo 3).

5.2.3. ESTADO BUCAL PREVIO DEL PACIENTE

Se recogieron algunos datos previos a la cirugía, relacionados con el estado bucal general y periodontal del paciente; así como la profundidad de sondaje, pérdida de inserción clínica, índice de sangrado, índice de placa y ortopantomografía digital. Para determinar estas variables hemos utilizado el espejo de exploración sin aumento nº5 (S.E. PLUS) y una sonda Williams, que es una sonda periodontal manual calibrada (1-2-3 / 5 / 7-8-9-10 mm).

5.2.3.1. PROFUNDIDAD DE SONDAJE

La profundidad de sondaje es una distancia entre dos puntos móviles: uno superior, borde o límite gingival, y otro inferior, el fondo del surco. Cuando existe bolsa periodontal (profundización patológica del surco gingival) la profundidad de sondaje será mayor a 3 mm. Todas las mediciones periodontales se recogieron en un periodontograma, representación gráfica de la exploración periodontal (Anexo 4).

Para la medición periodontal localizamos el margen gingival y una vez situado medimos la profundidad de sondaje desde un extremo a otro, empezando desde el cuadrante superior derecho. Para ello tomamos la sonda en la posición de lapicero modificada y la introducimos paralela al eje longitudinal del diente con una presión de 25 gramos hasta encontrar resistencia elástica (fondo del surco). Una vez aquí, la sonda se mueve con movimientos muy cortos y suaves desde la zona distal a mesial para recoger la morfología en su integridad, y anotamos 6 medidas en los recuadros del periodontograma (distal-vestibular, medio-vestibular, mesial-vestibular, distal-lingual, medio-lingual y mesial-lingual).

Se determinó el estado periodontal previo del paciente antes de la colocación de los implantes. Se dividió a los pacientes según su estado de periodontal, y si eran desdentados totales. Así clasificamos a los pacientes en: edéntulos, con periodontitis y sin periodontitis.

5.2.3.2. ÍNDICE DE SANGRADO GINGIVAL (IS)

De los distintos índices de sangrado descritos, utilizamos el de Ainamo y Bay modificado (92). Este índice evalúa si hay o no, sangrado al sondaje en cada una de las

piezas dentarias; así se evalúa el grado de inflamación gingival del paciente y por tanto, si el proceso patológico está activo o no, ya que en condiciones normales la encía no debe sangrar. De esta manera, utilizaremos la inflamación valorada por la presencia de hemorragia al sondaje como síntoma precoz. Para ello utilizamos un espejo de exploración nº5 y una sonda periodontal Williams, y anotamos el número de superficies dentarias que sangraron durante el sondaje.

Antes de evaluar el sangrado esperamos unos segundos tras el sondaje dentario, por si el sangrado aparecía de forma diferida al mismo. El índice de sangrado se calculó sumando el número de superficies libres del diente que han sangrado y dividiendo por el número total de superficies presentes en boca, y multiplicando el total por 100 para obtener el porcentaje.

El primer signo de inflamación gingival es el sangrado, por lo tanto, el porcentaje compatible con salud gingival es 0 %.

$$\text{I.S.} = \frac{\text{N}^{\circ} \text{ de superficies con sangrado}}{\text{N}^{\circ} \text{ de superficies totales}} \times 100 = \%$$

Se determinó el Índice de Sangrado de los pacientes periodontales en la primera visita, tras el tratamiento periodontal (antes de la colocación de los implantes) y posteriormente a la colocación de los implantes, entre cada 4 o 6 meses, según el protocolo de mantenimiento periodontal.

5.2.3.3. ÍNDICE DE PLACA (IP)

Una vez visualizada la placa mediante revelador de placa, se evaluó y cuantificó. Existen multitud de índices, entre todos esos índices utilizamos el de O'Leary (93), que valora de manera sencilla la presencia o ausencia de placa en las cuatro superficies lisas del diente (mesial, distal, vestibular y palatino o lingual). En la superficies interproximales (mesial y distal) se examinó la presencia de placa fundamentalmente a nivel gingivodental en las zonas mesio y disto vestibular y mesio y disto palatina o

lingual. Se determinó sumando los sectores con placa, dividiéndolo por el número de sectores presentes (número de dientes presentes multiplicado por 4) y multiplicándolo por 100. (Teniendo en cuenta que no se consideran los dientes ausentes en el denominador).

Se considera compatible con higiene oral cuando el resultado es menor del 20%.

$$\text{I.P.} = \frac{\text{N}^\circ \text{ de superficies con placa}}{\text{N}^\circ \text{ de superficies totales} \times 100} = \%$$
$$\text{(N}^\circ \text{ de dientes} \times 4)$$

Los pacientes con Gingivitis y Periodontitis fueron tratados antes de la colocación del implante. Y posteriormente fueron mantenidos cada 4 o 6 meses para la evaluación y mantenimiento de los dientes e implantes, en los que se volvió a valorar el índice de placa, el índice de sangrado, la profundidad de sondaje y un estudio radiográfico mediante ortopantomografías digitales de control cada dos años.

5.2.4. TIPO DE HUESO

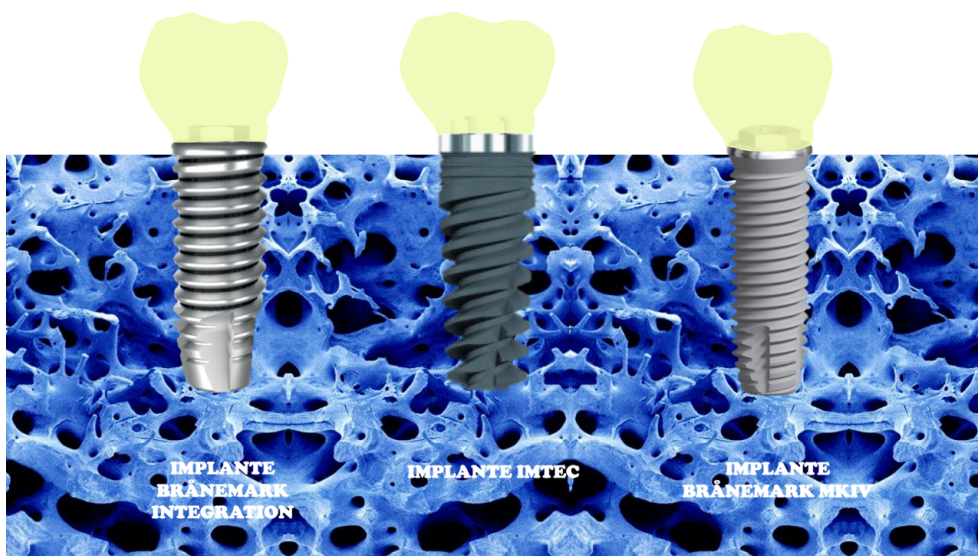
El grado de mineralización del hueso en la zona del implante, denominado clínicamente como calidad ósea, se clasificó según la localización, en una de las cuatro categorías en función de los criterios propuestos por Lekholm y Zarb (1985) (29), según hueso tipo I, II, III y IV. Teniendo en cuenta que consideramos como hueso tipo I la zona anterior de la mandíbula (entre los dientes 33 y 43), como hueso tipo II el maxilar anterior (entre los dientes 13 y 23), como hueso tipo II o III (según la sensación del cirujano) la zona posterior de la mandíbula (entre los dientes 34 y 37, y 44 y 47) y como hueso tipo IV el maxilar posterior (entre los dientes 14 y 17, y 24 y 27).

5.3. VARIABLES RELATIVAS AL IMPLANTE

5.3.1. TIPOS DE IMPLANTES

Se estudiaron tres tipos de superficies de implantes diferentes: una superficie lisa Brånemark MK II[®] (Brånemark System Integration[®], Nobelpharma) y dos superficies

moderadamente rugosas (o mecanizadas), los implantes IMTEC[®] (con superficie rociada con plasma de titanio (TPS)) y los implantes Brånemark MK IV[®] (con superficie de titanio enriquecido con fosfato (TiUnite[®])).



En cuanto al diseño del implante, todos los implantes incluidos en el estudio tenían forma cilíndrica y conexión externa.

El diámetro y la longitud del implante se consideraron como variables continuas independientes. Se recogieron para los implantes Brånemark[®]: diámetros que van desde 3,3 a 5,5 mm, y longitudes que van de 7 a 18 mm. Y los implantes IMTEC[®]: diámetros que van desde 3 a 4 mm, y longitudes que van de 8 a 15 mm. La localización del implante se consideró como mandibular o maxilar y como anterior o posterior al agujero mentoniano. Todos los implantes de nuestro estudio fueron colocados por el mismo operador (B.N.) siguiendo siempre la misma técnica quirúrgica, colocando el implante sumergido a nivel de la cresta ósea. Se conservó un mínimo de distancia de 3 mm entre implantes y de 1,5 mm entre implante y diente para lograr la distancia ideal protésica entre dos restauraciones con coronas (94). Todos los implantes tuvieron un periodo de cicatrización entre 4 y 6 meses, dependiendo de la calidad del hueso y de los factores locales, antes de ser cargados con la prótesis.

5.4. TIPOS DE PRÓTESIS DENTALES SOBRE IMPLANTES

Se descartaron las prótesis cementadas y se valoraron sólo las atornilladas, para que el cemento no influyera en la pérdida de MBL del implante. Los implantes fueron todos de conexión externa (conexión implante – corona directa sin tope). Se valoraron cuatro tipos de diseños protésicos sobre implantes, colocadas sobre los 558 implantes totales:

- PRÓTESIS COMPLETAS FIJAS SOBRE IMPLANTES (Fixed Complete Dental Prostheses, FCDP):

Se analizaron 57 implantes con este tipo de prótesis.

- SOBREDENTADURAS SOBRE IMPLANTES (Implant Overdentures, IOD):

Se analizaron 73 implantes con este tipo de prótesis.

Todos los diseños que fueron analizados se realizaron sobre barra.

- PRÓTESIS PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTES (Fixed Partial Dentures, FPD):

Se analizaron 369 implantes con este tipo de prótesis.

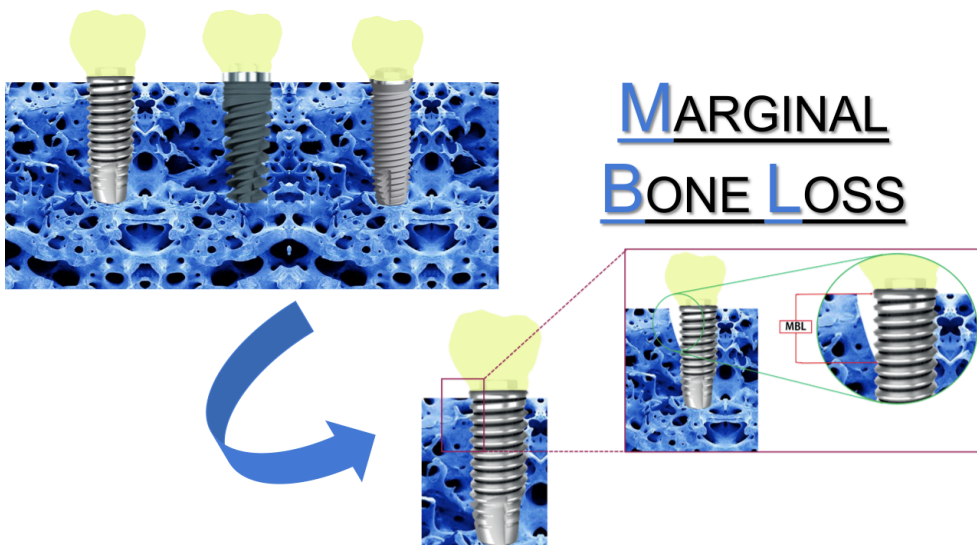
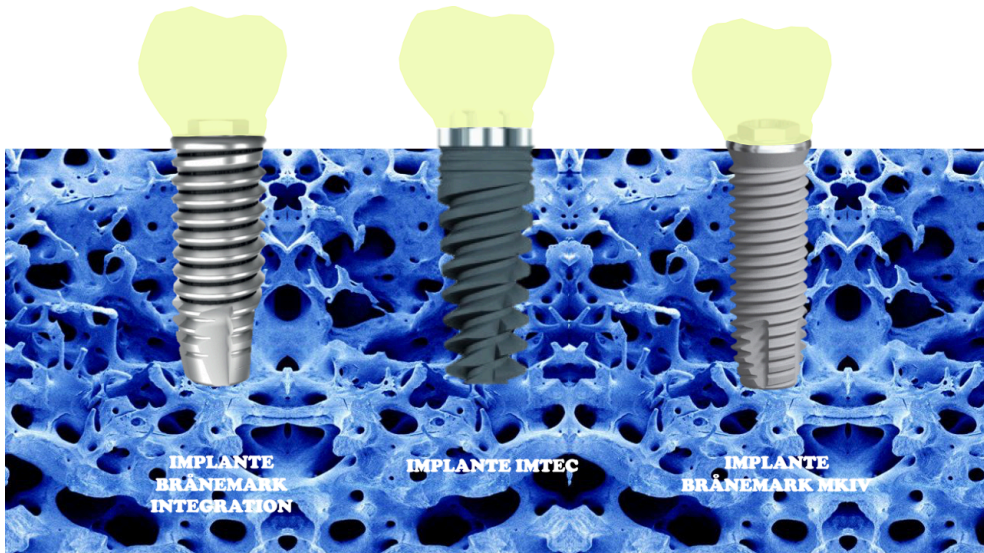
- CORONAS UNITARIAS SOBRE IMPLANTES (Single Crowns, SC):

Se analizaron 59 implantes con este tipo de prótesis.

5.5. VARIABLES RADIOLÓGICAS

MBL de mesial y distal se determinó al final del periodo de seguimiento (en adelante, el tiempo de exposición), por ortopantomografía digital modelo PM 2002 CC Proline (Planmeca[®], Helsinki, Finland). Se utilizó un programa de software específico de análisis de imágenes, Dent-a-View[®] v.1.0 (Digident CR, Wehmer Co, NJ), aplicado por un solo investigador calibrado (C.I.). Mediciones repetidas de 10 implantes de cada tipo de superficie (liso y rugoso) indican una variación baja (1 – 4% de varianza total) para la lectura radiográfica de MBL de mesial y distal. Esta metodología ha sido publicada por nuestro grupo de investigación previamente con unos objetivos similares (95). Cada medición también se verificó de acuerdo con la distancia entre las espiras (pitch) descrita por cada uno de los fabricantes de los tres tipos de implantes utilizados

en nuestro estudio. Los implantes Brånemark® tienen un pitch de 0,5 mm en los implantes con un diámetro de 3 mm, un pitch de 0,6 mm en aquellos con un diámetro de 4 mm y un pitch de 0,8 mm en aquellos con diámetros de 5 o 5,5 mm. Los implantes IMTEC® tienen todos un pitch de 0,6 mm.



5.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La variable de exposición para cada paciente e implante se computó como el número de años entre la colocación del implante y el final del período de seguimiento. Las pérdidas mesial y distal fueron calculadas dividiendo la pérdida marginal absoluta (MBL) en mm por el tiempo de exposición, obteniendo la MBL media durante el período total de seguimiento para cada implante. La MBL media permite realizar el análisis estadístico cuando los períodos de seguimiento son tan largos como los de la presente serie. Las variables métricas no normales fueron transformadas logarítmicamente para mejorar su ajuste a la normalidad.

Se utilizó un modelo lineal mixto (linear mixed model) para examinar los efectos del tipo de prótesis y del tratamiento de la superficie del implante sobre la MBL media. Los covariados de interés fueron edad, sexo, diámetro y longitud del implante, estado periodontal, tabaquismo, localización del implante y calidad del hueso. Los pacientes fueron considerados como el factor aleatorio. La normalidad de los residuos se evaluó mediante gráficos de cuantiles. La selección del modelo lineal mixto se realizó mediante el criterio Bayesiano de Schwarz. Cuanto menor es este criterio, mejor ajusta el modelo. Sólo se introdujeron en el modelo las interacciones de dos variables, dado que los datos no eran apropiados para el estudio de interacciones de más alto orden. Dado que no se encontró diferencias significativas entre los valores mesiales y distales de MBL, fueron combinadas en una única MBL como variable dependiente. Según el criterio de Schwarz la matriz de covarianzas óptima fue la de identidad escalada. Todos los análisis se realizaron con el programa informático SPSS versión 20.0 (SPSS Inc. IBM, Chicago, IL, USA).

6.

RESULTADOS

“No se equivoca el hombre que ensaya distintos caminos para alcanzar sus metas, se equivoca aquel que por temor a equivocarse no actúa”.

(Anónimo)

6. RESULTADOS

Se incluyeron en el estudio 558 implantes colocados en 172 pacientes, con una edad media (\pm desviación estándar) de 53.7 ± 9.73 años. El seguimiento medio fue de 9.32 ± 4.09 años. La estadística descriptiva para las variables de interés aparece en las Tablas 1 y 2.

Tabla 1: Variables socio-demográficas, clínicas, implantológicas y protésicas.

Variables:		n	%
Sexo	Masculino	93	54.1
	Femenino	79	45.9
Hábito de fumar	No fumadores	77	44.8
	Fumadores	95	55.2
Tabaco (cigarillo / día)	0	77	44.7
	1-10	37	21.5
	11-20	28	16.3
	>20	30	17.4
Estado Periodontal	Edéntulos	5	2.9
	Sin Periodontitis	31	18
	Con Periodontitis	136	79.1
Superficie del implante	Lisa	461	82.6

	Rugosa	97	17.4
	Maxilar anterior	149	26.7
	Maxilar posterior	190	34.1
Localización	Mandíbula anterior	89	15.9
	Mandíbula posterior	130	23.3
<hr/>			
	FCDP	57	10.2
	FPD	369	66.1
Prótesis	IOD	73	13.1
	SC	59	10.6
	I	31	5.5
	II	239	42.8
Calidad de hueso	III	249	44.6
	IV	39	7.1
<hr/>			

Tabla 2: Variables continuas relacionadas con el implante.

Variables:	Implantes lisos:			Implantes rugosos:		
	Media	DE	Mediana	Media	DE	Mediana
MBLM (mm)	0.76	1.17	0.50	0.82	0.93	0.60
MBLD (mm)	0.75	1.12	0.60	0.81	0.92	0.60
MBL (mm)	0.75	1.09	0.30	0.82	0.88	0.60
Tasa Media MBLM (mm/año)	0.15	0.50	0.04	0.14	0.24	0.08
Tasa Media MBLD (mm/año)	0.12	0.32	0.04	0.13	0.22	0.06
Tasa Media MBL (mm/año)	0.13	0.39	0.04	0.14	0.21	0.07
Anchura implante (mm)	3.95	0.50	3.75	3.89	0.37	3.75
Longitud implante (mm)	13.22	2.04	13.00	13.54	1.85	15.00

MBL: Marginal Bone Loss; MBLM: Marginal Bone Loss (Mesial); Marginal Bone Loss (Distal)

Dado que el modelo lineal mixto no mostró diferencias significativas entre las medidas mesial y distal ($p=0.15$), éstas fueron combinadas para obtener la media de ambas, que fue transformada logarítmicamente para mejorar su ajuste a la normalidad. El análisis del modelo lineal mixto indicó efectos significativos de la calidad del hueso, diámetro del implante, tipo de superficie y prótesis, mientras que el efecto del estatus periodontal se acercó al criterio de significación (Tabla 3).

Tabla 3: Modelo lineal mixto de los efectos de las variables sobre la tasa de MBL (mm/año).

Variables	F(d.f.)	Valor p	Resultado principal
Superficie implante	del 4.77 (1,478.24)	0.030	Lisa < Rugosa
Prótesis	2.71 (3,518.17)	0.044	FCDP < (SC, IOD, FPD)
Calidad del hueso	4.21 (1,529.92)	0.041	IV < I, II, III
Diámetro implante	del 4.21 (1,484.54)	0.040	0.0326 mm MBL por cada mm extra de anchura
Estado periodontal	3.78 (1,162.83)	0.054	E = NP = P
Hábito tabáquico	0.30 (1,223.64)	0.584	
Localización	2.70 (1,486.95)	0.101	

E = Edéntulo, NP = No Periodontitis, P = Periodontitis.

Los menores valores medios de MBL se observaron en el tipo IV de hueso (0.047 mm/año, 95% CI [-0.019, 0.119]), seguido por el tipo III (0.086 mm/año, 95% CI [0.038, 0.138]), el tipo II (0.112 mm/año, 95% CI [0.070, 0.167]), y el tipo I (0.138 mm/año, 95% CI [0.052, 0.23]) (Figura 1).

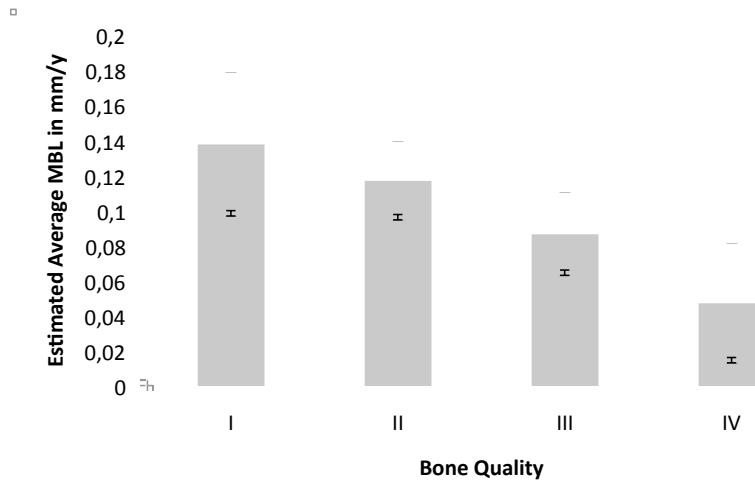


Figura 1. Promedio de la pérdida de hueso marginal en mm / año en relación con la calidad del hueso siguiendo la clasificación de Lekholm y Zarb.

La MBL se incrementó 0.033 mm/año (95% CI [0.002, 0.065]) por cada incremento de 1 mm en el diámetro del implante. Se observó menor MBL medio con implantes lisos (0.103 mm/año, 95% CI [0.090, 0.117]) que rugosos (0.122 mm/año, 95% CI [0.102, 0.142]) (Figura 2).

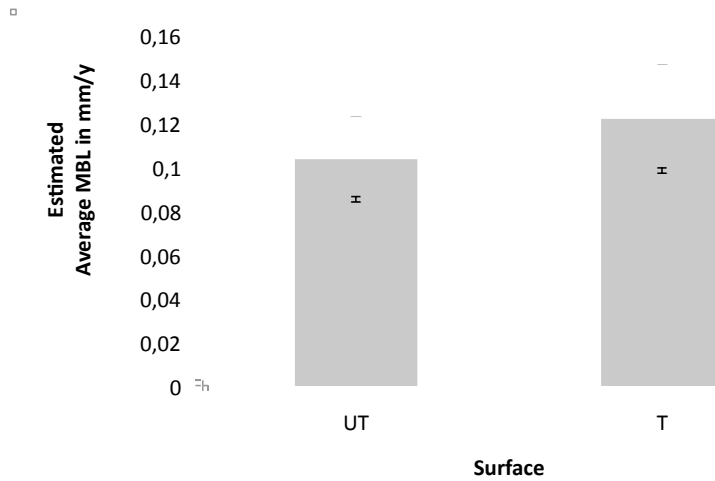


Figura 2. Promedio de la pérdida de hueso marginal en mm / año en relación con la superficie del implante. (UT = Lisa; T = Rugosa)

La MBL media fue significativa y diferente de 0 para todos los diseños protésicos, excepto para FCDP (0.064 mm/año, 95% CI [-0.05, 0.19]), seguido de SC (0.097 mm/año, 95% CI [0.04, 0.15]), IOD (0.102mm/año, 95% CI [0.007, 0.20]), y FPD (0.135 mm/año, 95% CI [0.10, 0.17]) (Figura 3).

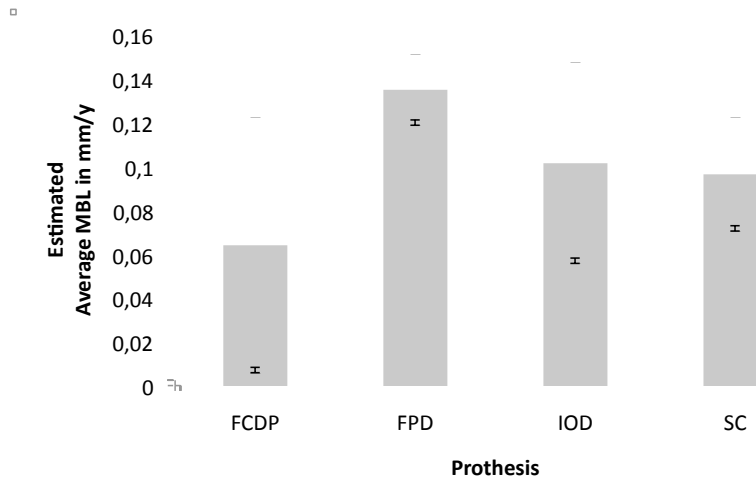


Figura 3. Promedio de la pérdida de hueso marginal en mm / año relacionada con el tipo de prótesis. (FCDP: Prótesis sobre implantes completas fijas; FPD: Prótesis sobre implantes parciales fijas; IOD: Sobredentaduras; SC: Coronas sobre implantes unitarias).

Todas estas medidas de pérdida marginal fueron derivadas del modelo lineal mixto tras una transformación a la escala original de la variable.

7.

DISCUSIÓN

“Son los problemas sin resolver, no los resueltos, los que mantienen activa la mente”.

(Erwin Guido Kolbenheyer)

7. DISCUSIÓN

En el presente estudio, se ha analizado una amplia muestra de implantes con dos tipos de tratamiento de superficie y cargados con cuatro tipos de prótesis durante un seguimiento medio de más de 9 años. Los análisis de medidas repetidas con modelos lineales mixtos demostraron que la MBL media ocurrida durante este periodo fue influenciada significativamente por la calidad de hueso, la anchura del implante, el tipo de superficie del implante y el diseño de la prótesis.

Aunque todos los implantes fueron colocados en el hueso nativo que no necesitó de regeneración ósea, se ha descrito en la literatura que no hay diferencia en la MBL alrededor de los implantes después de la aplicación de técnicas de regeneración ósea para aumentos de cresta ósea laterales (96) o verticales (23, 97).

La periimplantitis es una enfermedad inflamatoria multifactorial asociada a una progresión rápida de MBL, y ha sido definida en este estudio de acuerdo a los criterios de criterios de Mombelli y Lang (74), pero aun siendo la periimplantitis la principal causa de MBL, ha sido excluida de este estudio por tres razones: a) porque con el tratamiento, se podrían modificar las variables clínicas con respecto a los otros implantes; b) la posible extracción del implante, podría introducir un sesgo de selección; y c) el protocolo de mantenimiento era diferente para los pacientes con periimplantitis.

Considerar solo el criterio del sondaje como indicativo de periimplantitis, puede resultar engañoso como opinan Romanos y cols. (98). Estos autores, demostraron diferentes alturas de anchura biológica entre diferentes implantes y entre diferentes sitios de un mismo implante, implicando a MBL como criterio principal para su valoración.

Igual que hay un consenso internacional para considerar por encima de 3 mm de sondaje a un diente con periodontitis, reuniendo otras características como inflamación, sangrado y confirmación radiográfica de pérdida ósea, este criterio no se debe de tener en cuenta en implantología. Por ello, se aconseja que al cargar el implante con la prótesis, se tomen registros de sondaje iniciales con los que posteriormente en las revisiones de mantenimiento se compararían, para valorar si hay aumento de dicho sondaje como posible indicación de patología.

7.1. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS CON RESPECTO A LA RELACIÓN DE MBL Y LA VARIABLE TIPO DE HUESO

Contrariamente a lo esperado y a la mayoría de lo publicado en la literatura, la medida de MBL media (mm / año) fue la más baja en el hueso tipo IV, seguido de los tipos III, II y I, en este orden. Hallazgos similares fueron descritos en el único estudio publicado sobre este tema con un seguimiento sustancialmente largo (15 años) (99). Un estudio con un periodo de seguimiento similar al nuestro, no encontró diferencias significativas en MBL entre los tipos de hueso, pero observó una tendencia a una pérdida ósea alrededor de los implantes mayor en el hueso tipo I en comparación con el hueso tipo III (100). La mayor frecuencia de fracasos de los implantes en sectores posteriores frente a los sectores anteriores puede ser atribuida a la falta de osteointegración, generalmente causada por una disponibilidad de hueso inadecuado y no por la progresión de MBL. De hecho, una vez que se ha osteointegrado el implante, la estabilidad del implante (en valores ISQ) tiende a ser mayor en el hueso tipo IV en comparación con el tipo II y no se ve afectado por los cambios de MBL (101). Davies se refirió a la "paradoja de hueso de mala calidad" refiriéndose al hueso tipo IV, y explica la razón de por qué la situación del hueso que biomecánicamente se considera "más débil" se encuentra en las zonas donde las exigencias funcionales del organismo son mayores, en el sector posterior mandibular (102). El gran grado de trabeculación de este hueso facilita la disipación de la energía de la carga masticatoria, evitando microfracturas óseas. Este hueso está más vascularizado y tiene una mayor celularidad y un mayor número de células indiferenciadas reparadoras en comparación con el hueso cortical, lo que resulta en una capacidad mucho más eficaz para la reparación de tejidos. La mayor MBL en los tipos de hueso más cortical puede ser atribuible a su menor capacidad de respuesta reparativa en comparación con el hueso medular, lo que hace más difícil evitar la MBL inducida por el trauma quirúrgico en el hueso de tipo I que en otros tipos de hueso. En este contexto, Simons y cols. encontraron una correlación entre el MBL y la proporción de hueso cortical alrededor de los implantes Brånemark y concluyeron que la planificación del tratamiento en la mandíbula posterior debe incluir el análisis de la cortical en relación con el hueso medular para la predicción de MBL temprana periimplantaria (103). Como se señaló anteriormente en Material y Métodos, nuestra estimación de la calidad del hueso se basó en la localización del implante. Una evaluación más precisa se obtendría a partir de un estudio histológico del hueso. Lindhe

y cols. compararon características histológicas de la cresta alveolar edéntula maxilar y mandibular y encontraron que la respectiva presencia de hueso laminar y la médula ósea (de diferente dureza) coincidía con la tipología propuesta por Lekholm y Zarb (104), usada en el presente estudio.

La presencia y calidad de los tejidos blandos en los diferentes tipos de hueso pueden ser otro factor importante en la preservación de hueso alrededor del implante. Linkevicius y cols. afirmaron que es necesaria una anchura mínima de mucosa periimplataria, y demostraron valores significativamente mayores de MBL periimplantaria cuando el grosor de los tejidos blandos era menor de 2 mm, independientemente de la posición del micro-gap (105). Estas observaciones indican que el espesor de la mucosa juega un papel importante en la MBL periimplantaria inicial (106). La anchura biológica es significativamente mayor en los molares que en los dientes anteriores, principalmente a expensas del tejido conectivo supracrestal (107), y la anchura de tejido queratinizado es mayor en los molares que en los dientes anteriores de la mandíbula. Romanos y cols. encontraron que la anchura biológica fue significativamente mayor en las zona maxilares en comparación con las mandibulares, con una interdependencia entre del tejido conectivo, el epitelio del surco y la anchura biológica (98).

Por lo tanto parece que una mayor anchura biológica y un mayor ancho de encía insertada favorecen la osteointegración y/o preserva la cresta ósea alveolar. El rol que juega la encía insertada en el mantenimiento de la salud periodontal es controvertido. Existen opiniones encontradas respecto a este tema. Durante varios años se consideró que la presencia de una “*zona adecuada*” de encía insertada, por encima de 1mm, era fundamental en el mantenimiento de la salud periodontal y también en la prevención de la pérdida de inserción. Esto llevo a la aparición de numerosas técnicas de aumento de encía insertada con este fin, sin conseguir unos resultados muy superiores y sí con graves alteraciones estéticas. Es por ello que hoy día y desde un enfoque más clínico se considera una adecuada cantidad de encía insertada a cualquier dimensión gingival que sea compatible con salud gingival y prevenga la retracción del margen gingival durante los movimientos de la mucosa oral.

7.2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS CON RESPECTO A LA RELACIÓN DE MBL Y LA VARIABLE DIÁMETRO DEL IMPLANTE

Un implante de mayor anchura expondría una mayor superficie de contacto a igualdad de longitud que uno más estrecho, por lo que debería de favorecer una más rápida osteointegración. El uso de implantes de mayor diámetro ha sido recomendado para el incremento del área de contacto hueso – implante, para los casos de poca altura ósea, en casos de mala calidad de hueso y para la sustitución inmediata de implantes fracturados o no integrados (108). Paradójicamente en nuestro estudio, se encontró mayor MBL alrededor de los implantes de mayor diámetro (0,0326 mm / año por cada aumento de 1 mm de diámetro). En este mismo sentido, nuestro grupo publicó en un estudio sobre factores que influyen el fracaso temprano de implantes, que aquellos de mayor diámetro no mostraban un mayor porcentaje de éxito, sobre todo en los que se refiere a la segunda fase quirúrgica (109).

En la literatura científica hay publicaciones que coinciden con nuestros resultados (110, 111), sin embargo otros autores, demostraron una mayor MBL alrededor de implantes con un diámetro de 3,3 mm comparados con otros de 4,1 mm de diámetro (112, 113). Una correlación entre el volumen de hueso disponible y la supervivencia del implante fue observado por Eckert y cols. (110) y Shin y cols. (114). Estos autores indicaron la necesidad de un volumen crítico de hueso cuya reducción, por ejemplo, mediante el uso de implantes más anchos, pondría en peligro la supervivencia del implante. También es evidente que la utilización de implantes con un diámetro menor reduce el trauma inicial producido por la preparación del lecho quirúrgico y mejora los procesos de reparación y remodelación que se originan en el tejido restante. En otras palabras, la curación del hueso y las capacidades de reparación son mayores cuando hay un mayor volumen de tejido óseo remanente.

7.3. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS CON RESPECTO A LA RELACIÓN DE MBL Y LA VARIABLE TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DEL IMPLANTE

Hemos observado una MBL inferior alrededor de implantes de superficie lisa frente a los implantes de superficie moderadamente rugosas (0.103 mm / año frente a 0.122 mm / año). El implante Branemark Integration[®] tiene una rugosidad mínima de 0,5 o 1,0 micras y se ha asociado con buenos resultados clínicos. Sin embargo, a mediados de la década de 1990, la mayoría de los estudios demostraron una osteointegración mejorada con el uso de implantes que tienen una rugosidad de $\geq 1.5 \mu\text{m}$ (115, 116). Sin embargo, un mayor porcentaje de contacto hueso - implante no implica necesariamente una mejor preservación del hueso periimplantario o la reducción de la progresión de MBL. En el presente estudio, los valores medios de MBL se compararon entre la superficie lisa del implante Branemark Integration y dos tipos de implantes de superficie moderadamente rugosas (1,5 micras): implantes IMTEC (TPS) con superficie pulverizada con plasma de titanio, y Branemark MK IV (TiUnite) con superficie de titanio enriquecido con fosfato. Al final del período de seguimiento, los valores medios de MBL fueron más altos en los dos tipos de implantes con superficie moderadamente rugosa que alrededor del tipo de implante con una superficie lisa (media de 0,103 mm / año). Adell R. y cols. publicaron que los implantes de superficie lisa rara vez se asociaban significativamente con gingivitis ya sea en presencia o ausencia de tejido queratinizado, y que la profundidad de bolsa en este tipo de implantes, se mantuvo estable durante 15 años (32). En uno de los primeros estudios de este tipo de implante con un seguimiento de más de 10 años, Lindquist LW. y cols. establecieron tasas de MBL de 0,05 mm / año; sin embargo, al contrario que en el presente estudio, sólo se incluyeron los implantes colocados en la mandíbula (99). Después de 12 años de seguimiento, Steenberghe D. y cols. informaron sobre una MBL media de 1,7 mm (frente a 0,75 mm en nuestro estudio), pero sólo evaluaron los implantes mandibulares con un solo tipo de prótesis (sobredentadura). Utilizaron implantes Brånemark y concluyeron que el tiempo fue el único factor con una influencia significativa en MBL (117). Al igual que en los resultados de este estudio, Schwartz-Arad D. y cols. observaron una MBL menor en el maxilar alrededor de los implantes de titanio puro con una superficie lisa ($0,55 \pm 1,04$ mm) que en los implantes recubiertos de hidroxiapatita ($1,51 \pm 2,71$ mm) después de un seguimiento de 12 años (118).

Por lo tanto, nuestro estudio confirma que se consigue una menor MBL a largo plazo con implantes de superficie lisa frente a implantes moderadamente rugosos. Aunque la tendencia actual se aleja de las superficies lisas, muchos sistemas aún conservan un pequeño anillo liso en el cuello del implante con el fin de reducir la colonización bacteriana (119). Una más rápida osteointegración es posible con el uso de implantes de superficie rugosa frente a los de superficie lisa (120), pero dicha rugosidad puede tener un efecto negativo al proporcionar nichos para la colonización bacteriana (121). Además, la implantoplastia, realizada para alisar la superficie rugosa del implante expuesta al medio oral, es una opción de tratamiento útil para estabilizar la MBL en pacientes con perimplantitis (122).

7.4. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS CON RESPECTO A LA RELACIÓN DE MBL Y LA VARIABLE TIPO DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTE

Observamos valores medios más bajos de MBL con prótesis FCDP que con SC, IOD y FPD. Sin embargo, nuestro hallazgo de una diferencia de alrededor de 0,1 mm / año en MBL entre FCDP y FPD debe interpretarse con cautela, ya que sólo 57 implantes fueron cargados con prótesis FCDP (76% colocados en 6 implantes, 20% en 8 y el 4% en 7) y mostraron tasas muy variables, mientras que 369 implantes fueron cargados con prótesis FPD. Sin embargo, si esta diferencia es verificada, puede estar relacionada con lo observado en varios estudios clínicos a medio plazo (5-10 años) (123) que indican que las bolsas alrededor de los dientes en pacientes parcialmente desdentados actúan como un reservorio para la colonización bacteriana alrededor de los implantes, con un mayor riesgo de reacciones inflamatorias de los tejidos blandos periimplantarios, en comparación con los pacientes totalmente desdentados. Otra explicación de esta diferencia sería la mayor frecuencia de complicaciones técnicas en FPD (fracturas o “chipping” de la cerámica, aflojamiento del pilar o tornillo, y / o pérdida de retención), que fueron reportados en el 38,7% de los pacientes con los FPD implantosoportadas después de un seguimiento de 5 años (124). Los procedimientos adicionales de tratamiento requeridos por estos pacientes podrían exacerbar la MBL periimplantaria. En el caso de las SC, igual que con FPD, podrían verse afectadas por una mayor MBL, debido a la presencia de bolsas periodontales en dientes adyacentes a la prótesis, actuando estas como nicho bacteriano para la colonización de los implantes.

Otra causa podría ser la falta de ajuste oclusal de la corona que ocasione un trauma con repercusión en el hueso de soporte. La mayor MBL presentada por las IOD frente a FCDP puede ser explicada por el menor número de implantes que componen estas prótesis, lo que supone una mayor carga oclusal para cada implante. Además, los conectores removibles de las IOD que apoyan sobre las barras tienen una cierta holgura que no va a transmitir la carga igual que una prótesis fija. Los movimientos continuos para la remoción y posterior higiene de la prótesis, puede causar fuerzas no convenientes que podrían terminar lesionando el hueso (124, 125).

8.

CONCLUSIONES

"Hermoso es lo que vemos. Más hermoso es lo que sabemos. Pero mucho más hermoso es lo que no conocemos".

(Niels Steensen)

8. CONCLUSIONES

Entre las variables clínicas analizadas y dentro de los límites de este estudio de seguimiento retrospectivo de más de 10 años, podemos llegar a las siguientes conclusiones:

1. El hueso tipo IV se asocia a una menor pérdida de hueso marginal alveolar periimplanatrio a largo plazo.
2. El menor diámetro del implante influye en una menor pérdida de hueso alveolar a largo plazo.
3. Los implantes de superficie lisa presentan una menor pérdida de MBL a largo plazo.
4. Las prótesis dentales completas sobre implantes fijos se asociaron con una menor pérdida de hueso marginal alrededor de estos implantes dentales de conexión externa.

9.

BIBLIOGRAFÍA

“Emborráchate de literatura, porque tu resaca será la cultura”.

(Anónimo)

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Mombelli A. Criteria for success. In: Lang NP, Karring T, editors. Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology. London: Quintessence Publishing; 1993. p. 317-25.
2. Bergman B. Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):114-5.
3. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1979;98(3):373-7.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
5. Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session V. In: Lang NP, Karring T, editors. Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology. London: Quintessence Publishing; 1993. p. 365-9.
6. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):504-14.
7. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):95-105.
8. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 2008;17(1):5-15.
9. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91(3):242-8.
10. Galindo-Moreno P, Leon-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O'Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):e28-34.

11. Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):777-84.
12. Maiorana C, Farronato D, Pieroni S, Cicciu M, Andreoni D, Santoro F. A Four-Year Survival Rate Multicenter Prospective Clinical Study on 377 Implants: Correlations Between Implant Insertion Torque, Diameter, and Bone Quality. *J Oral Implantol*. 2015;41(3):e60-5.
13. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):155-65.
14. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):792-807.
15. Roberts WE. Bone tissue interface. *J Dent Educ*. 1988;52(12):804-9.
16. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996;23(10):971-3.
17. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennstrom JL. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(2):165-71.
18. Vaz P, Gallas MM, Braga AC, Sampaio-Fernandes JC, Felino A, Tavares P. IL1 gene polymorphisms and unsuccessful dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(12):1404-13.
19. Lindhe J, Meyle J, Group DoEWoP. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2008;35(8 Suppl):282-5.
20. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: a 10-year follow-up study. *J Dent Res*. 1997;76(10):1667-74.

21. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Ten years later. Results from a prospective single-centre clinical study on 121 oxidized (TiUnite) Branemark implants in 46 patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(6):852-60.
22. Annibali S, Bignozzi I, Cristalli MP, Graziani F, La Monaca G, Polimeni A. Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. *J Clin Periodontol.* 2012;39(11):1097-113.
23. Galindo-Moreno P, Fernandez-Jimenez A, O'Valle F, Silvestre FJ, Sanchez-Fernandez E, Monje A, et al. Marginal bone loss in implants placed in grafted maxillary sinus. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(2):373-83.
24. Penarrocha-Diago MA, Flichy-Fernandez AJ, Alonso-Gonzalez R, Penarrocha-Oltra D, Balaguer-Martinez J, Penarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(11):1192-200.
25. Wang YC, Kan JY, Rungcharassaeng K, Roe P, Lozada JL. Marginal bone response of implants with platform switching and non-platform switching abutments in posterior healed sites: a 1-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(2):220-7.
26. Ortega-Oller I, Suarez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martinez L, Monje A, Catena A, et al. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials. *J Periodontol.* 2014;85(4):569-80.
27. Garaicoa-Pazmino C, Suarez-Lopez del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol.* 2014;85(9):1214-21.
28. Misch CE, Bidez MW. Justificación científica del diseño de los implantes dentales. In: Misch CE, editor. *Prótesis Dental sobre Implantes*. Madrid: Elsevier-Mosby; 2007. p. 322-48.
29. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, IL, USA: Quintessence; 1985. p. 199-209.

30. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:202-16.
31. Yeo IS. Reality of dental implant surface modification: a short literature review. *Open Biomed Eng J.* 2014;8:114-9.
32. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
33. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
34. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(5):639-45.
35. Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):197-202.
36. Lekholm U. Osseointegrated implants in clinical practice. *J Oral Implantol.* 1986;12(3):357-64.
37. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013;5(4):162-7.
38. De Leonardis D, Garg AK, Pecora GE. Osseointegration of rough acid-etched titanium implants: 5-year follow-up of 100 minimatic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):384-91.
39. Elias CN, Oshida Y, Lima JH, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008;1(3):234-42.

40. Sykaras N, Iacopino 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(5):675-90.
41. Koka S, Zarb G. On osseointegration: the healing adaptation principle in the context of osseosufficiency, osseoseparation, and dental implant failure. *Int J Prosthodont*. 2012;25(1):48-52.
42. Imburgia M, Del Fabbro M. Long-Term Retrospective Clinical and Radiographic Follow-up of 205 Branemark System Mk III TiUnite Implants Submitted to Either Immediate or Delayed Loading. *Implant Dent*. 2015;24(5):533-40.
43. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):391-401.
44. Chang PC, Giannobile WV. Functional assessment of dental implant osseointegration. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2012;32(5):e147-53.
45. Kilpadi DV, Lemons JE, Liu J, Raikar GN, Weimer JJ, Vohra Y. Cleaning and heat-treatment effects on unalloyed titanium implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):219-30.
46. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):689-98.
47. 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 Mater*. 2012;16:169-80.
48. Raspall G. Cirugía en implantes. In: Raspall G, editor. *Cirugía Oral e Implantología*. 2 ed. Madrid: Médica Panamericana; 2006. p. 167-212.
49. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res*. 1996;30(2):251-60.
50. Krauser JT. Hydroxylapatite-coated dental implants. Biologic rationale and surgical technique. *Dent Clin North Am*. 1989;33(4):879-903.

51. Kent JN, Block MS, Finger IM, Guerra L, Larsen H, Misiak DJ. Biointegrated hydroxylapatite-coated dental implants: 5-year clinical observations. *J Am Dent Assoc.* 1990;121(1):138-44.
52. Kirsch A. Overdentures on IMZ implants: modalities and long-term results. In: Schepers E, Naert I, Theuniers G, editors. *Overdentures on Oral Implants.* Leuven, Belgium: Leuven University Press; 1991. p. 15-7.
53. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer J, 3rd, Moy PK, Lewis S. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(4):491-6.
54. Johnson BW. HA-coated dental implants: long-term consequences. *J Calif Dent Assoc.* 1992;20(6):33-41.
55. Krauser J, Boner C, Boner N. Immediate implantation after extraction of a horizontally fractured maxillary lateral incisor. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1991;3(5):33-40.
56. Rams TE, Roberts TW, Feik D, Molzan AK, Slots J. Clinical and microbiological findings on newly inserted hydroxyapatite-coated and pure titanium human dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(3):121-7.
57. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):399-404.
58. Matsui Y, Ohno K, Michi K, Tachikawa T. Histomorphometric examination of healing around hydroxylapatite implants in 60Co-irradiated bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994;52(2):167-72; discussion 72-3.
59. Cochran DL, Jackson JM, Jones AA, Jones JD, Kaiser DA, Taylor TD, et al. A 5-year prospective multicenter clinical trial of non-submerged dental implants with a titanium plasma-sprayed surface in 200 patients. *J Periodontol.* 2011;82(7):990-9.
60. Steinemann SG. Titanium--the material of choice? *Periodontol 2000.* 1998;17:7-21.

61. Kirsch A. Plasma-sprayed titanium-I.M.Z. implant. *J Oral Implantol.* 1986;12(3):494-7.
62. Henry PJ. Comparative surface analysis of two osseointegrated implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(1):23-7.
63. Luthy H, Strub JR, Scharer P. Analysis of plasma flame-sprayed coatings on endosseous oral titanium implants exfoliated in man: preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(4):197-202.
64. Luthy H, Strub JR. Thickness of plasma flame-sprayed coatings on titanium implants exfoliated in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(4):269-73.
65. Chappuis V, Buser R, Bragger U, Bornstein MM, Salvi GE, Buser D. Long-term outcomes of dental implants with a titanium plasma-sprayed surface: a 20-year prospective case series study in partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(6):780-90.
66. Kinloch AJ. *Adhesion and Adhesives: Science and Technology.* London, UK: Chapman and Hall; 1987.
67. Lumbikanonda N, Sammons R. Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(5):627-36.
68. Huang YH, Xiropaidis AV, Sorensen RG, Albandar JM, Hall J, Wikesjo UM. Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite) oral implants in type IV bone. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):105-11.
69. Zechner W, Tangl S, Furst G, Tepper G, Thams U, Mailath G, et al. Osseous healing characteristics of three different implant types. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):150-7.
70. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S111-20.

71. Rocci A, Rocci M, Rocci C, Scoccia A, Gargari M, Martignoni M, et al. Immediate loading of Branemark system TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible, part II: a randomized open-ended 9-year follow-up clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):891-5.
72. Becker W, Hujoel P, Becker BE, Wohrle P. Survival rates and bone level changes around porous oxide-coated implants (TiUnite). *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(5):654-60.
73. Albrektsson T, Sennerby L. Re: A comparison of endosseous dental implant surfaces. Cochran DL (1999;70:1523-1539). *J Periodontol*. 2000;71(6):1054-5; author reply 5-6.
74. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol 2000*. 1994;4:81-6.
75. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519-26.
76. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;15(8):625-32; quiz 34.
77. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(12):1276-84.
78. Vivan Cardoso M, Vandamme K, Chaudhari A, De Rycker J, Van Meerbeek B, Naert I, et al. Dental Implant Macro-Design Features Can Impact the Dynamics of Osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(4):639-45.
79. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol*. 1990;6(2):23-31.
80. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hurzeler MB, Faehn O, Sanavi F, et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3):417-23.

81. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5(1):22-31.
82. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol.* 1992;18(4):343-8.
83. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):173-80.
84. Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R. Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *J Oral Implantol.* 2003;29(6):263-9.
85. Mesa F, Munoz R, Noguerol B, de Dios Luna J, Galindo P, O'Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(2):196-200.
86. Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;4(4):183-9.
87. Monje A, Fu JH, Chan HL, Suarez F, Galindo-Moreno P, Catena A, et al. Do implant length and width matter for short dental implants (<10 mm)? A meta-analysis of prospective studies. *J Periodontol.* 2013;84(12):1783-91.
88. Misch CE. Opciones protésicas en implantología. In: Misch CE, editor. *Implantología Contemporánea.* 3 ed. Barcelona: Elsevier-Mosby; 2009. p. 130-46.
89. Peñarrocha-Diago M. *Implantología Oral: Ars Medica;* 2006.
90. Turkyilmaz I, Tozum TF, Fuhrmann DM, Tumer C. Seven-year follow-up results of TiUnite implants supporting mandibular overdentures: early versus delayed loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e83-90.
91. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):369-78.

92. Ainamo J, Bay I. Problems and proposals for recording gingivitis and plaque. *Int Dent J.* 1975;25(4):229-35.
93. O'Leary TJ, Drake RB, Naylor JE. The plaque control record. *J Periodontol.* 1972;43(1):38.
94. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* 2000;71(4):546-9.
95. Galindo-Moreno P, Fauri M, Avila-Ortiz G, Fernandez-Barbero JE, Cabrera-Leon A, Sanchez-Fernandez E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(5):579-86.
96. Zitzmann NU, Scharer P, Marinello CP. Long-term results of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(3):355-66.
97. Galindo-Moreno P, Fernandez-Jimenez A, Avila-Ortiz G, Silvestre FJ, Hernandez-Cortes P, Wang HL. Marginal bone loss around implants placed in maxillary native bone or grafted sinuses: a retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(3):378-84.
98. Romanos GE, Traini T, Johansson CB, Piattelli A. Biologic width and morphologic characteristics of soft tissues around immediately loaded implants: studies performed on human autopsy specimens. *J Periodontol.* 2010;81(1):70-8.
99. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):329-36.
100. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):699-706.
101. Dias DR, Leles CR, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. The effect of marginal bone level changes on the stability of dental implants in a short-term evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(10):1185-90.

-
102. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003;67(8):932-49.
103. Simons WF, De Smit M, Duyck J, Coucke W, Quirynen M. The proportion of cancellous bone as predictive factor for early marginal bone loss around implants in the posterior part of the mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(9):1051-9.
104. Lindhe J, Bressan E, Cecchinato D, Corra E, Toia M, Liljenberg B. Bone tissue in different parts of the edentulous maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(4):372-7.
105. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Reaction of crestal bone around implants depending on mucosal tissue thickness. A 1-year prospective clinical study. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija" [et al].* 2009;11(3):83-91.
106. Wennstrom JL, Derks J. Is there a need for keratinized mucosa around implants to maintain health and tissue stability? *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:136-46.
107. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarresi LI. The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(2):154-65.
108. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):303-11.
109. Noguero B, Munoz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F. Early implant failure. Prognostic capacity of Periotest: retrospective study of a large sample. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):459-64.
110. Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of risk factors involving implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(2):208-16.
111. Vandeweghe S, Ackermann A, Bronner J, Hattingh A, Tschakaloff A, De Bruyn H. A retrospective, multicenter study on a novo wide-body implant for posterior regions. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(2):281-92.

112. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(2):139-48.
113. Zweers J, van Doornik A, Hogendorf EA, Quirynen M, Van der Weijden GA. Clinical and radiographic evaluation of narrow- vs. regular-diameter dental implants: a 3-year follow-up. A retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(2):149-56.
114. Shin SW, Bryant SR, Zarb GA. A retrospective study on the treatment outcome of wide-bodied implants. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1):52-8.
115. Bratu EA, Tandlich M, Shapira L. A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):827-32.
116. Gehrke SA, Zizzari VL, Iaculli F, Mortellaro C, Tete S, Piattelli A. Relationship between the surface energy and the histologic results of different titanium surfaces. *J Craniofac Surg.* 2014;25(3):863-7.
117. van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I, Maffei G, Jacobs R. Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J Clin Periodontol.* 2001;28(7):628-33.
118. Schwartz-Arad D, Mardinger O, Levin L, Kozlovsky A, Hirshberg A. Marginal bone loss pattern around hydroxyapatite-coated versus commercially pure titanium implants after up to 12 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(2):238-44.
119. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):426-34.
120. 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.

121. Yuan K, Chan YJ, Kung KC, Lee TM. Comparison of osseointegration on various implant surfaces after bacterial contamination and cleaning: a rabbit study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):32-40.
122. McCrea SJ. Advanced peri-implantitis cases with radical surgical treatment. *J Periodontal Implant Sci*. 2014;44(1):39-47.
123. van Steenberghe D, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. Influence of inflammatory reactions vs. occlusal loading on peri-implant marginal bone level. *Adv Dent Res*. 1999;13(1):130-5.
124. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:97-113.
125. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:308-24.

10.

ANEXOS

“La mente es igual que un paracaídas, solo funciona si se abre”.

(Albert Einstein)

ANEXO 1: CERTIFICADO COMITÉ DE ÉTICA



Ilustre Colegio Oficial de Dentistas de Granada

La Comisión de Ética, Deontología y Mediación del Colegio Oficial de Dentistas de Granada.

Analizada la propuesta de Dña. María Cristina Ibáñez Romero (UGR-Odontología) para llevar a cabo la realización del proyecto de investigación titulado:

“Relación de pérdida ósea marginal, con la calidad de hueso, la anchura y superficie del implante y tipo de prótesis. Un seguimiento entre 5 y 13 años”

Considera que:

Dicho estudio se ajusta a las normas éticas esenciales y criterios deontológicos que rigen en este Colegio, por lo que esta Comisión ve adecuado que el mismo sea realizado por Dña. María Cristina Ibáñez Romero, como investigadora principal y los colaboradores que correspondan.

En Granada, a quince de octubre de dos mil quince.



Fdo. Gabriel Zapata González
Presidente Comité Ética, Deontología y Mediación

COLEGIO OFICIAL DE DENTISTAS GRANADA
ENTRADA N° _____
FECHA: _____
SALIDA N° 1332
FECHA: 16-10-2015

C/Maestro Montero s/n, Urb. Parque del Genil, Ed. Guadiana, Bajo. 18004 GRANADA T.: 958 523192 – 522953 Fax: 958 523192
cooei18@infomed.es coeioes@dentistasgranada.org www.dentistasgranada.org

ANEXO 2: DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO**DOCUMENTO DE DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO:**

Este documento tiene como finalidad dejar constancia de que usted, o quien le represente, ha otorgado su consentimiento para poder utilizar sus datos recogidos en las historias clínicas de la consulta privada en donde han sido atendidos en dos periodos de tiempo, y así nos autoriza a participar en este estudio: “Relación de la pérdida ósea marginal con la calidad de hueso, la anchura, la superficie del implante y el tipo de prótesis. Un seguimiento entre 5 y 13 años”. Antes de firmar este documento, usted debe haber sido informado de forma verbal y por escrito sobre el motivo de la investigación.

CONSENTIMIENTO:

Manifiesto que estoy conforme con que se recojan mis datos clínicos, y que he recibido y comprendido satisfactoriamente toda la información que considero necesaria para adoptar mi decisión. Asimismo, se me ha informado sobre mi derecho a retirar mi consentimiento en el momento en que considere oportuno, sin obligación de justificar mi voluntad y sin que de ello se derive ninguna consecuencia adversa para mí.

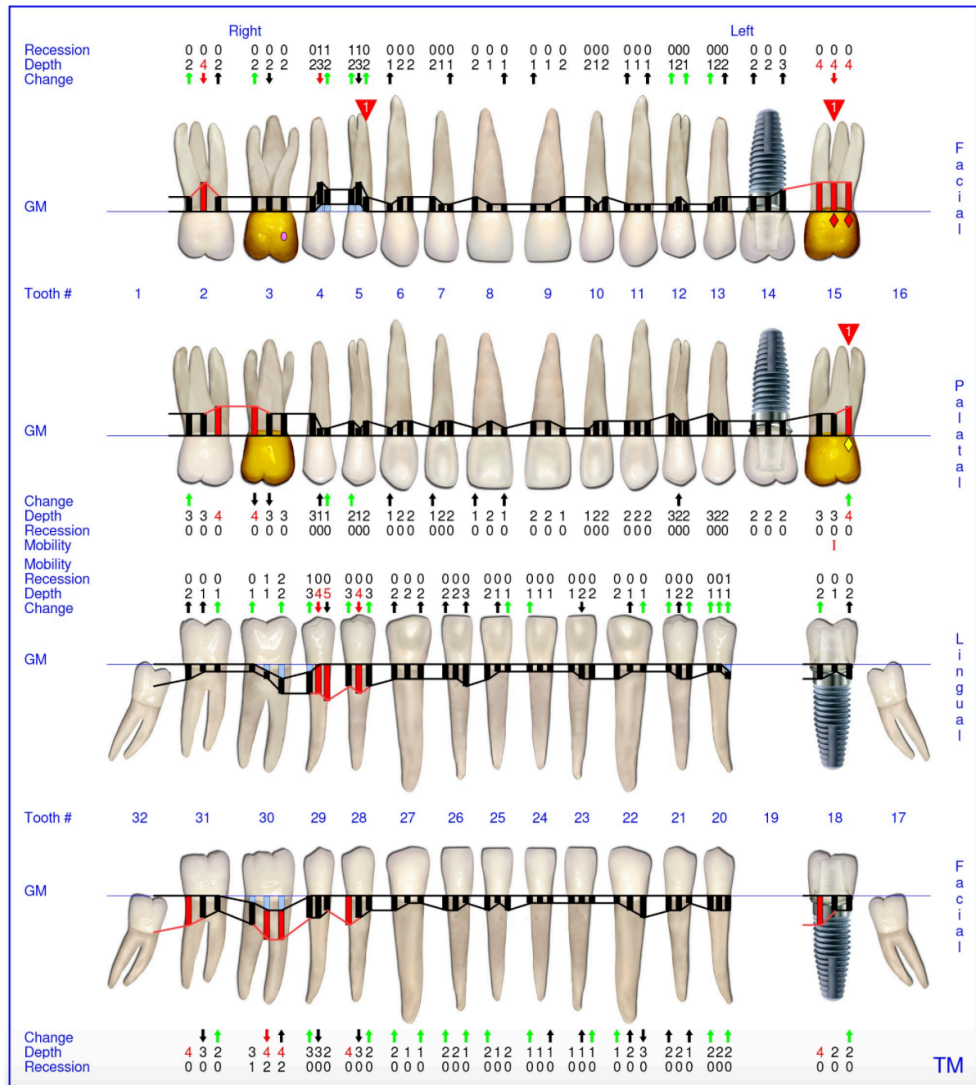
También manifiesto que se me ha informado sobre mi derecho a solicitar más información complementaria en caso de que lo necesite y a que no se me practique ningún procedimiento adicional, salvo aquellos de los que he sido informado, para el que doy mi aprobación, salvo que sea estrictamente necesario para salvar mi vida o para evitar algún daño irreparable para mi salud.

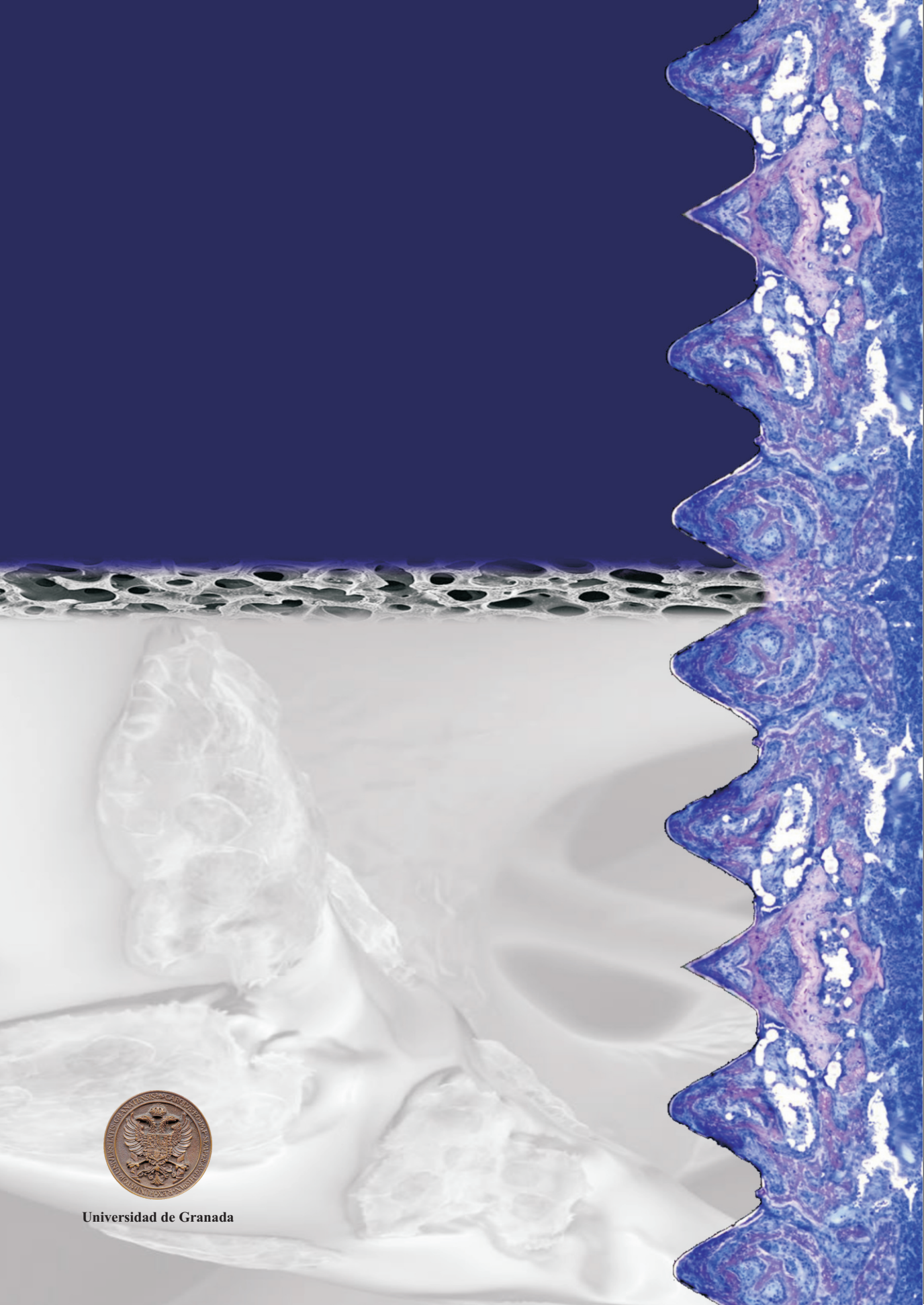
En Granada, a de de

Fdo. El paciente

Fdo. M^a Cristina Ibáñez Romero

ANEXO 4: PERIODONTOGRAMA, ÍNDICE DE PLACA E ÍNDICE DE SANGRADO





Universidad de Granada