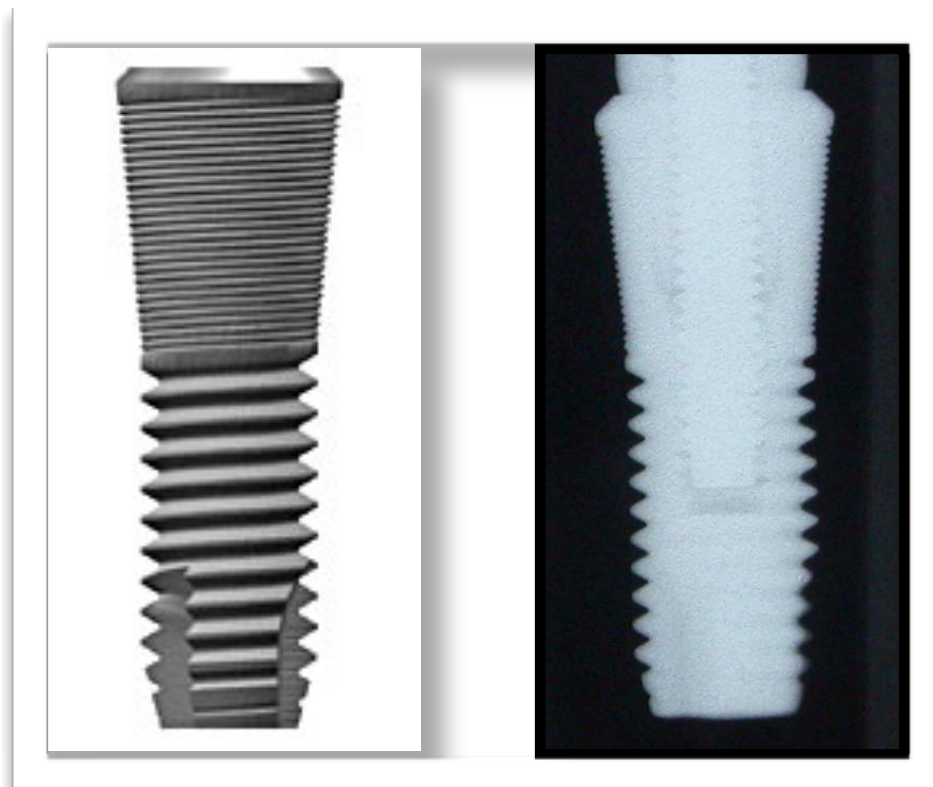




**UNIVERSIDAD
DE SANTIAGO DE COMPOSTELA**
Facultad de Medicina y Odontología
Departamento de Ciencias Morfológicas



Ángel Insua Brandariz

ISBN 978-84-9887-832-5 (edición digital PDF)





**UNIVERSIDAD
DE SANTIAGO DE COMPOSTELA**
Facultad de Medicina y Odontología
Departamento de Ciencias Morfológicas

IDENTIFICACIÓN RADIOGRÁFICA DE IMPLANTES DENTALES

TESIS DOCTORAL

Ángel Insua Brandariz





**UNIVERSIDAD
DE SANTIAGO DE COMPOSTELA**
Facultad de Medicina y Odontología
Departamento de Ciencias Morfológicas

Don **ABEL GARCÍA GARCÍA**, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor Titular de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela y Don **JUAN SUÁREZ QUINTANILLA**, Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Titular de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela

CERTIFICAN

Que la presente Tesis Doctoral titulada: “*IDENTIFICACIÓN RADIOGRÁFICA DE IMPLANTES DENTALES*” ha sido elaborada por Don ÁNGEL INSUA BRANDARIZ, bajo nuestra dirección y, hallándose concluida, autorizamos su presentación a fin de que pueda ser defendida ante el Tribunal correspondiente.

Y para que así conste, se expide la presente certificación en Santiago de Compostela a 25 de marzo de 2011.

Prof. Dr. Abel García García

Prof. Dr. Juan Suárez Quintanilla.



A mis padres,
por todo el esfuerzo y el cariño invertidos en mi.





*Si quieres un año de prosperidad, cultiva granos;
si quieres diez años de prosperidad, cultiva árboles;
si quieres cien años de prosperidad, cultiva gente*
(proverbio chino)



AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis, el Dr. Abel García García y el Dr. Juan Suárez Quintanilla, por su orientación y ayuda a la hora de realizar esta tesis.

Al Dr. Marcio Diniz Freitas, por su ayuda, sus consejos y sus conocimientos.

A la Dra. Pilar Gayoso, por su aportación estadística.

A los Directores del Máster de Medicina Oral, Cirugía Oral e Implantología, el Dr. José Manuel Gándara Rey y el Dr. Abel García García, por todo lo que me han enseñado durante los años que hemos trabajado juntos.

A los Profesores, compañeros y alumnos de las diferentes promociones del Máster, muchos de los cuales llevan incluido el título de amigos.

Al Dr. José María Suárez Quintanilla y al Dr. Juan Manuel Seoane Lestón, que coinciden ambos en valorarme por encima de mis cualidades y siempre han confiado en mí.

A mis compañeros de promoción y a los de las siguientes, puesto que el tener amigos en casi todas hace a uno sentirse perteneciente a varias.

A todos mis amigos, por serlo.



ÍNDICE

1.	Justificación y Objetivos	15
2.	Introducción.....	23
2.1.	Actualización bibliográfica	25
2.2.	El diseño de los implantes dentales	30
2.2.1.	El diseño de los implantes dentales y la distribución de cargas	30
2.2.2.	El tercio coronal	42
2.2.2.A.	Morfología del módulo crestal.	46
2.2.2.B.	El cambio de plataforma	59
2.2.3.	El tercio medio	61
2.2.3.A.	Morfología del tercio medio	63
2.2.3.B.	La espira en los implantes	68
2.2.3.B.1.	Geometría de la espira	72
2.2.3.B.2.	Forma de la espira	75
2.2.3.B.3.	Las microespiras	81
2.2.4.	El tercio apical	88
2.2.5.	Materiales de implantes	91
2.2.6.	Superficies de implantes	92
3.	Material y métodos.....	99
4.	Resultados.....	113
4.1.	Descripción base de datos	115
4.2.	Análisis de la base de datos	121
4.3.	Análisis del estudio piloto	137
5.	Discusión.....	149
5.1.	Consideraciones sobre el estudio piloto	154
5.2.	Limitaciones del trabajo	159
5.3.	Utilidad del trabajo	167
5.4.	Consideraciones finales	168
6.	Conclusiones.....	173
7.	Bibliografía.....	177
8.	Anexos.....	193
1.	Listado de fabricantes de implantes dentales	
2.	Formulario de identificación	
3.	Consideraciones para el uso de la base de datos	
4.	Base de datos en formato CD	



1



**JUSTIFICACIÓN Y
OBJETIVOS**



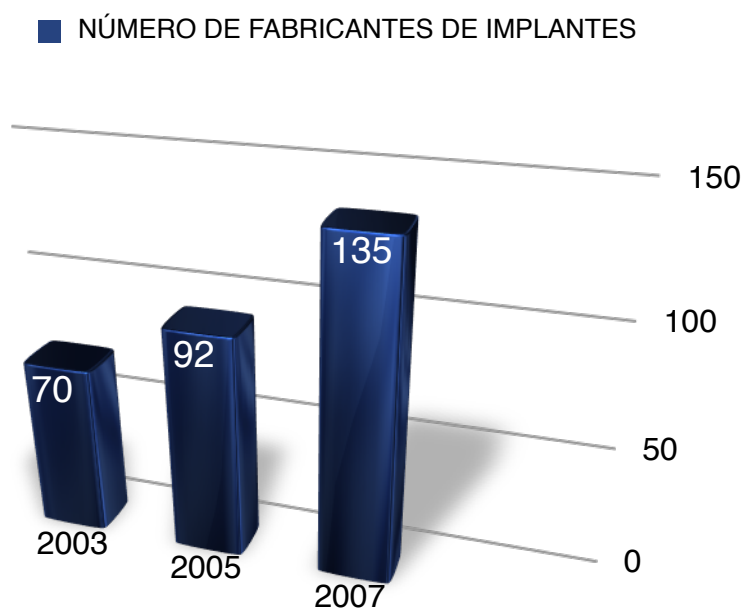
JUSTIFICACIÓN

La implantología dental es una de las ramas odontológicas que ha tenido un mayor crecimiento en los últimos años. El uso de implantes dentales para reemplazar la forma y la función de los dientes naturales se ha convertido en una opción de tratamiento habitual, capaz de mejorar notablemente la calidad de vida de nuestros pacientes.

Como consecuencia de este crecimiento, gran cantidad de empresas se han lanzado a diseñar y comercializar implantes dentales, buscando mejoras en las características de los implantes que incrementasen los niveles de éxito iniciales.

Cada vez son más los sistemas de implantes que aparecen en el mercado. Binon y cols. afirmaban en el año 2000 que existían más de 90 diseños de implantes con forma de raíz, disponibles en varios diámetros, longitudes, superficies, plataformas y diseños de cuerpos⁽¹⁾. Michelinakis y cols., citando el artículo “European Markets for Dental Implants”, afirman que existen al menos 220 marcas de implantes dentales fabricadas por al menos 80 empresas ⁽²⁾.

Según un informe de Merrill Lynch, el número de fabricantes de implantes dentales se habría doblado entre el periodo 2003-2007. Así, habría pasado de un número de 70 fabricantes en 2003, a 92 fabricantes en 2005 y a 135 en el año 2007. (3, 4)



*Gráfica 1. Evolución del número de fabricantes de implantes dentales en el mundo.
Fuente: Merrill Lynch.*

Algunos de estos diseños de implantes están consolidados en el mercado desde hace muchos años, presentan una distribución global y pertenecen a grandes corporaciones ampliamente reconocidas. Sin embargo, la gran demanda de este tipo de tratamientos ha traído consigo la aparición de fabricantes que operan en los mercados locales, con difusiones limitadas; otras marcas aparecen y desaparecen en breves periodos de tiempo. Por último, las marcas más reconocidas sufren la aparición de fabricantes que copian sus diseños de implantes, dificultando su

identificación. La odontología se ha beneficiado mucho de estos desarrollos, pero la actualización de conocimientos por parte de los odontólogos se ha complicado con un flujo de información tan intenso.

La identificación de los implantes dentales en pacientes sin registros clínicos previos representa un problema importante y creciente, debido a la movilidad de la población y al incremento del número de implantes colocados, así como al aumento del número de diseños y sistemas de implantes (1, 2, 5-7).

La identificación de viejos y nuevos diseños puede convertirse en un problema para el dentista que esté tratando a un paciente sin registros; se convierte en todo un desafío con un coste elevado en tiempo y en dinero. De igual forma, también puede convertirse en una ayuda o en un problema para el odontólogo forense que trata de identificar a una víctima.

La siguiente gran área de expansión en el campo de la implantología dental es el mantenimiento. Esto puede implicar que dentistas no familiarizados con la implantología, puedan llegar a desarrollar labores de mantenimiento a pacientes con implantes dentales. La situación ideal sería que cada paciente portase un pasaporte indicando el sistema de implante que se le ha colocado, su longitud, diámetro y fecha de colocación. Pero, lamentablemente, esta es una situación muy poco frecuente.

Por todos estos motivos hemos creído importante la elaboración de un sistema de identificación de implantes dentales que pueda eliminar o reducir esta problemática.

El presente estudio está basado en una *hipótesis de trabajo* centrada en la evidencia de que existen dudas sobre la capacidad de reconocimiento de los tipos de implantes dentales utilizando las técnicas radiológicas convencionales.

Por consiguiente, se han establecido los siguientes **OBJETIVOS**:

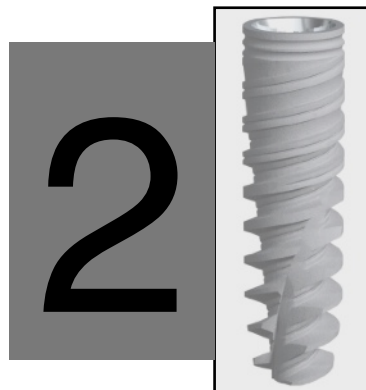
1. Crear la primera base de datos donde se describan las características morfo-radiográficas de todos los tipos de implantes dentales.
2. Identificar morfológica y radiográficamente los implantes dentales según las características de su cuello, tipo de conexión, microespiras, forma de implante, tipo de espiras, material constitutivo, tratamiento de superficie, forma apical, presencia de orificios y otras características intrínsecas.
3. Analizar la correlación entre la utilidad de los métodos clínicos de clasificación de implantes y la identificación de los mismos utilizando observadores externos.

2



INTRODUCCIÓN





INTRODUCCIÓN

3.1. ACTUALIZACIÓN BIBLIOGRÁFICA

Severin fue el primer autor en publicar sobre la problemática de la identificación radiográfica de implantes dentales. En el año 1991 y 1992 publicó 3 artículos sobre el tema buscando, fundamentalmente, la comparación radiográfica entre los implantes Bränemark y los implantes IMZ. Afirmaba que los dentistas necesitan estar familiarizados con los diseños de implantes dentales y con los principios de la radiografía dental antes de que puedan aplicar las radiografías como elementos de ayuda en la identificación de implantes dentales⁽⁸⁻¹⁰⁾.

Sahiwal y cols. publicaron una serie de tres artículos en el año 2002, en el que establecen el protocolo de trabajo que será utilizado con posterioridad por otros autores. El propósito del trabajo era el estudio de múltiples radiografías de un número significativo de implantes dentales y documentar sus características identificativas^(1, 5, 6). Los autores solicitaron implantes a 50

fabricantes diferentes, de un tamaño de 3,75 x 10 mm. Los implantes fueron divididos en roscados y no roscados; posteriormente, en cónicos o cilíndricos. Cada implante fue observado individualmente, clasificando sus características en tres zonas: coronal, media y apical, cada una con un tercio de la longitud total del implante. Las características coronales incluían la conexión protética, el tipo de cuello y posibles características individuales. En caso de dudas sobre si el cuello es ancho o recto, utilizaban magnificación óptica: si se observa que el punto más lateral de la espira coincide con el punto más externo del cuello, dicho cuello se consideraba recto. En la porción media, se valora si el implante es roscado o liso, cónico o cilíndrico, la forma de las espiras, la presencia de estrías y otros elementos característicos. En el tercio apical, se valora la forma del ápice, la presencia de agujeros o cámaras apicales, estrías y cualquier otro elemento característico. Los autores desarrollaron un dispositivo para estandarizar las radiografías realizadas a los implantes, que permite la rotación horizontal (0°, 30°, 60°, 90°) e inclinaciones verticales (-20°, -10°, 0°, + 10°, +20°).

Según Sahiwal y cols., muchos implantes pueden presentar características, tales como perforaciones, cámaras apicales, espiras o estrías, que pueden influenciar su imagen radiográfica. Algunas características pueden ser únicas y permitir la identificación sencilla del implante, pero otras pueden hacer confusa su identificación. Esta confusión se origina como consecuencia de que un mismo implante puede ofrecer diferentes imágenes radiográficas en función de la relación del implante con el haz radiográfico. Severin explicó que el implante Branemark Mark I puede

parecer cónico apicalmente debido a la influencia de los cortes verticales y las estrías. El implante vuelve a aparecer cilíndrico cuando las estrías son perpendiculares al haz radiográfico. Por ello, los autores recomiendan que solo se catalogue al implante como cónico o cilíndrico observando el tercio medio del implante.

Las variaciones en las imágenes radiográficas de los cuerpos de los implantes, al variar su angulación horizontal o vertical con respecto al haz de rayos, pueden deberse al diseño del implante. Esta variabilidad implica que los odontólogos deberían estar familiarizados con todas las posibles imágenes radiográficas de un implante antes de utilizar una imagen radiográfica para identificarlo.

Las radiografías solo pueden ser comparadas si están realizadas en angulaciones similares. Es importante hacerlo sobre todo en los implantes lisos, puesto que en los roscados, las variaciones de las imágenes de las espiras ya son un buen indicador de la variación del ángulo en que se ha tomado la placa (la apariencia radiográfica de las espiras pueden ser usada para determinar la angulación vertical del implante con respecto al haz radiográfico). Los autores han observado una gran variación en las características apicales con angulaciones mayores de 10 grados. Los orificios circulares aparecen ovoides y la determinación de la forma exacta de las espiras se ve dificultada al incrementarse las angulaciones verticales. Por el contrario, los implantes sin características apicales especiales presentan pocas variaciones al variar la rotación horizontal y por tanto son sencillos de identificar.

El proyecto de Sahiwal y cols. ha permitido crear una base documental y de conocimiento sobre las características básicas de diseño de los implantes dentales. Los datos generados en el estudio han podido permitir una identificación más sencilla de los implantes dentales.

Michelinakis y cols. publicaron en 2006 su sistema de identificación de implantes mediante *software*⁽²⁾. El objetivo del estudio era el de ofrecer al dentista general un método para la identificación de implantes dentales, que permita superar las dificultades originadas por el gran incremento en el número de sistemas de implantes disponibles en todo el mundo. Según los autores, la implantología ha pasado de estar desarrollada por un pequeño número de profesionales altamente especializados a ser realizada por un gran número de odontólogos en todo el mundo. Los autores localizaron, a través de buscadores de Internet, 87 fabricantes de implantes, localizados en 21 países y que producían 231 diseños de implantes diferentes.

Diseñaron un programa informático basado en la respuesta a 9 preguntas sobre las características del implante. Una vez completado este paso, aparecen los implantes que cumplen dichas características. Para ayudar a la identificación, se muestran las imágenes tanto radiográficas como clínicas (tipo de conexión, partes transmucosas, etc.). Si las características aportadas permiten identificar el sistema de implantes, se accede a información detallada por el fabricante.

Para los autores, el sistema de reconocimiento de implantes por *software* permite simplificar la identificación de sistemas de implantes

dentales en pacientes sin registros así como también puede ser útil en la odontología forense. Sin embargo, para que el sistema funcione, se necesita una actualización y ampliación de sus datos anualmente.

Nuzzolese y cols. publicaron en 2008 un estudio con el objeto de identificar los implantes dentales colocados previamente a los pacientes en ausencia de registros previos, tanto en pacientes odontológicos como forenses ⁽⁷⁾. Según los autores, los fabricantes italianos tienen un diseño único y generalmente tienen una distribución limitada a Italia, por ello, su estudio se centra únicamente en los implantes de fabricantes italianos. Contactaron con los fabricantes que se anunciaban en las revistas profesionales dentales del país, para solicitar el envío de implantes en diversos tamaños, lo más similares posibles a 10 mm. Fabricaron un instrumento para estandarizar las radiografías en diferentes angulaciones verticales y horizontales. De esta forma se pueden igualar las angulaciones y posiciones que pueden presentar los implantes dentales colocados en las mandíbulas. Se tomaron 9 radiografías digitales de cada implante en rotaciones horizontales de 0°, 30° y 60°. Además se combinaron con inclinaciones verticales de -20°, -10°, 0°, +10° y 20°. Los autores recomiendan la utilización de radiografías digitales, evitando usar las radiografías analógicas.

Según los autores, algunos implantes presentan perforaciones, estrías, cámaras apicales y espiras que solo son visibles en algunas inclinaciones. Estas características pueden ser únicas y permitir la identificación de

productos específicos. Otras características pueden ser más confusas, e incluso mostrar que un implante puede ser un clon de otro fabricado por una compañía mayor.

Los autores concluyen que la información de este estudio permite ayudar al odontólogo forense y al odontólogo general en la identificación de implantes. En la identificación de víctimas, el reconocimiento de los implantes dentales puede aportar información adicional que reduzcan o eliminen ciertos candidatos. Sería necesario un catálogo global de implantes incluyendo los clonados para una mejor identificación de implantes. Debido al gran número de sistemas de implantes disponibles, y al continuo desarrollo de nuevos diseños de implantes dentales, los archivos no pueden considerarse completos, siendo necesarias actualizaciones periódicas.

3.2. EL DISEÑO DE LOS IMPLANTES DENTALES

3.2.1. EL DISEÑO DE LOS IMPLANTES Y LA DISTRIBUCIÓN DE CARGAS

El diseño de un implante dental es una de sus características fundamentales, pues de él dependen factores críticos para su supervivencia con éxito ⁽¹¹⁾.

La oseointegración exitosa de los implantes dentales depende de muchos factores, entre los que destacan la morfología de superficie, la geometría y la forma del implante, la calidad y la masa ósea alrededor del implante, así como la cantidad y dirección de las fuerzas aplicadas durante

la oclusión funcional. Se ha publicado que las características de la superficie, tales como la rugosidad y la morfología ultraestructural tienen una influencia remarcable en la oseointegración ^(12, 13). Desde el comienzo de la implantología se han ido planteando muchos diseños de implantes, buscando el que menor carga biomecánica provocase en el hueso y que, por tanto, minimizase la pérdida de hueso periimplantario ⁽¹⁴⁾.

La sobrecarga ósea puede inducir microtraumatismos que desemboquen en una osteoclastogénesis⁽¹⁵⁾. Secuencialmente, el tejido epitelial, el tejido conjuntivo y los microorganismos van migrando en la zona cavitada, provocando una intensa pérdida ósea que puede desembocar en el fracaso del implante⁽¹⁶⁾.

Según Hansson, el hueso, comparado con otros materiales, tiene una resistencia a la fatiga extremadamente baja⁽¹⁵⁾. Los microdaños provocados durante el día a día se consideran estímulos de mantenimiento. Sin embargo, la fractura por estrés del hueso es consecuencia de la acumulación y la coalescencia de microdaños si la remodelación ósea es insuficiente para restituir dichas lesiones. Por tanto, la pérdida ósea es consecuencia del modelado y remodelado secundario al microdaño. Se sugiere entonces que los implantes dentales deben ser diseñados de forma que el pico de estrés óseo resultante de la carga se minimice.

De acuerdo con la hipótesis de Carter y cols., una excesiva tensión puede ser problemática para los tejidos óseos, provocando una respuesta hipertrófica y sobrecarga local que puede traer consigo pérdida ósea en las

zonas donde incide dicha tensión ⁽¹⁷⁾. Se ha publicado el hecho de que cargas que induzcan micromovimientos de más de 100-200 micras inhiben el crecimiento óseo, inducen la formación de una capa fibrótica e incrementan el riesgo de fracaso implantario ⁽¹⁸⁾.

La carga sobre un implante se puede dividir en componentes verticales y horizontales. Ambos componentes convergen y se unen en la porción coronal del hueso marginal. La disociación de ambos componentes implicaría unos niveles de estrés menores para el hueso marginal⁽¹⁵⁾.

Sobre los implantes dentales pueden actuar tres tipos de fuerzas, las de tensión, de compresión y de cizallamiento. El hueso es mucho más resistente a la fuerza de compresión que a la de tensión y mucho más susceptible a las fuerzas de cizalla ⁽¹⁹⁾.

La revisión de la literatura ⁽²⁰⁾ revela que la primera espira transforma la carga en cizalla en carga compresiva. El hueso es más resistente a las cargas compresivas y un 30% y 60% más débil, respectivamente, a las cargas tensionales y de cizalla. Esta transformación de la carga reduce los picos de estrés óseo y reduce los microtraumatismos al hueso marginal. La optimización del diseño de los implantes, puede compensar el riesgo causado por cargas oclusales excesivas, por pobres densidades óseas así como de posiciones, números o tamaños de implantes que no sean los ideales⁽¹¹⁾.

Existen muchos diseños de implantes disponibles en el mercado, pudiendo ser roscados, lisos, impactados o con una combinación de varias

formas. Según Misch, el diseño de los implantes estaba enfocado, hace años, en prevenir las causas fundamentales de los fracasos: aquellos provocados por la propia cirugía implantológica, los provocados por las complicaciones bacterianas y las complicaciones existentes una vez cargado el implante. Para solucionar el primero de los problemas, se optaba por diseñar implantes de fácil colocación quirúrgica. Los implantes así diseñados eran implantes cónicos, de corta longitud o implantes lisos para su colocación mediante impactación. Los estudios a largo plazo de estos implantes resaltaban la presencia de pérdida ósea crestal y un buen número de fracasos de dichos implantes. La tendencia a la sobrecarga oclusal y la generación de cargas en cizalla por un diseño incorrecto del implante parece ser el motivo de esos fracasos.

Para evitar las complicaciones asociadas a la placa bacteriana se optaba por hacer un diseño de implante que presentase un módulo crestal pulido por debajo de la plataforma protésica. Al tratarse de una zona pulida tiende a ser más fácil de higienizar y provocar un menor acúmulo de placa. Si este módulo crestal se coloca por debajo de la cresta ósea, se producirá una readaptación apical de la anchura biológica con la consiguiente pérdida de altura de hueso crestal.

El diseño del implante debería intentar atajar las principales causas de fracaso: la pérdida precoz del implante tras la carga, la pérdida de hueso marginal tras la exposición del implante y la pérdida de hueso marginal tras la carga en la interfase hueso-implante^(11, 21). La función de un implante dental es recibir las cargas oclusales y ser capaz de disiparlas y distribuir las

adecuadamente a los tejidos circundantes. La eficiencia de esta función va a depender fundamentalmente del tipo de carga oclusal que se aplique y del área de superficie que tenga el implante.

Los diseños macroscópico y microscópico del implante presentan una gran relevancia; el diseño microscópico se considera más importante en las fases iniciales de osteointegración y en la carga inicial. Por el contrario, el aspecto macroscópico tiene mayor relevancia en las fases maduras de carga.

El estrés alrededor de los implantes oseointegrados está relacionado con un gran número de factores biomecánicos, incluyendo el tipo de carga, las propiedades del material de implante y de la prótesis, la geometría del implante, la estructura de superficie, la calidad y cantidad de hueso periimplantario y la naturaleza de la unión hueso-implante⁽²²⁾. Los parámetros de diseño del implante que afectan a la distribución de las cargas incluyen el diámetro del implante, la longitud de la interfase hueso-implante así como la forma, profundidad y el paso de rosca de la espira. Para incrementar el área de superficie para la oseointegración, se prefieren los implantes roscados a los cilíndricos lisos. Dependiendo de la calidad del hueso, el tratamiento de la superficie del implante o la geometría de su espira pueden afectar significativamente a la efectividad del implante, en términos de estabilidad inicial y naturaleza biomecánica de la interfase hueso-implante tras el periodo de curación inicial ^(22, 23). Según Steigenga y cols. la rugosidad de la superficie no es el único aspecto importante en el diseño de los implantes, pero la forma idónea sigue siendo un desafío

científico. La realización de estudios de elementos finitos permite observar que la intensidad de estrés óseo varía según el diseño de los implantes⁽¹⁹⁾.

Como contrapartida a la facilidad de uso quirúrgico, los implantes cilíndricos lisos provocan cargas de cizalla elevadas en la interfase hueso-implante. Los implantes cónicos pulidos provocan una fuerza de compresión que se distribuye por toda la zona de contacto hueso-implante. Sin embargo, a medida que el implante se hace más cónico, la superficie funcional disminuye, de igual forma que su estabilidad en el momento de la colocación⁽¹¹⁾. Durante la cicatrización inicial, el hueso crece alrededor de un implante cilíndrico pulido, pero será necesario que esté dotado de un sistema de retención microscópico, como una superficie moderadamente rugosa (superficie grabada al ácido y chorreada con arena o una superficie de TPS (*"Titanium Plasma Spray"*)). De lo contrario, el implante no será capaz de distribuir adecuadamente las cargas a los tejidos circundantes⁽¹¹⁾.

A modo de ejemplo, Rasmusson y cols. realizaron un estudio con el propósito de investigar la integración y la estabilidad de implantes chorreados con TiO₂, con elementos retentivos en el cuello del implante frente a implantes mecanizados sin elementos de retención. Se realizó un estudio con análisis de la frecuencia de resonancia, con comprobación histológica e histomorfométrica. Para los autores, los implantes chorreados mostraban un mayor contacto hueso-implante y unos niveles mayores en el análisis de la frecuencia de resonancia que los implantes mecanizados⁽²⁴⁾.

Según Misch, los implantes cónicos roscados no presentan ventajas frente a los cilíndricos roscados puesto que son las espiras las que soportan las cargas compresivas del hueso. Estos implantes pueden aumentar la cantidad de estrés de la porción coronal, al tener menor cantidad de superficie funcional. Si además las espiras apicales presentan una menor profundidad, la estabilidad inicial también se vería afectada. Carlsson y cols. encontraron un mayor contacto hueso-implante alrededor de implantes con forma de tornillo que sobre implantes cilíndricos o con forma de T; observaron igualmente un contacto más íntimo entre implantes con superficies rugosas frente a superficies lisas, a igual diseño⁽²⁵⁾. Los recubrimientos de superficie en algunos implantes no permiten que las fuerzas compresivas sean transmitidas a las células óseas, debido a que las microcaracterísticas del recubrimiento son demasiado pequeñas para que las células sean cargadas mediante compresión ^(11, 26). Por tanto, durante la cicatrización inicial, estas microsuperficies aumentarán el porcentaje de contacto hueso-implante y mejorarán la calidad de esta interfase; pero el aspecto fundamental para que las cargas se transmitan de forma no lesiva al hueso en periodos prolongados de tiempo depende, sobre todo, de la macroestructura del implante⁽²⁷⁾.

Bolind y cols. realizaron un estudio de desinserción de implantes comparando implantes roscados mecanizados frente a implantes cilíndricos lisos con superficie tratada. Se observó un mayor contacto hueso-implante en los implantes roscados y mayor pérdida de hueso marginal en los implantes cilíndricos. En la literatura, según Misch, también existen

numerosos ejemplos de estudios en los que se demuestra un mayor porcentaje de contacto hueso-implante en las superficies rugosas que en las superficies mecanizadas. Pero el estudio de Bolind muestra que el diseño macroscópico es más influyente en los resultados de pérdida de hueso crestal y contacto hueso-implante que el tipo de superficie del implante ⁽²⁸⁾. Según Wiskott y cols., cualquier superficie pulida en el cuerpo de un implante incrementa los riesgos de pérdida ósea por una transferencia inadecuada de la carga⁽²⁹⁾.

El tejido óseo, como muchas otras sustancias tiene características anisotrópicas. Según la Real Academia Española, la anisotropía es la cualidad de un medio, generalmente cristalino, en el que alguna propiedad física depende de la dirección de un agente. Aplicado al hueso, implica que para determinadas características, como la resistencia a la carga, existen respuestas diferentes en función de la dirección en que se efectúen. Como se ha explicado anteriormente, el hueso se ve más comprometido en situaciones en las que recibe cargas en cizalla o anguladas; esta intensidad de dichas fuerzas será mayor cuanto mayor sea el ángulo de carga ⁽¹¹⁾. Misch afirma que una angulación de 30 grados incrementa el estrés en la porción crestal del implante un 50%. En condiciones ideales, el eje largo del implante debería de colocarse perpendicular a la curva de Spee y a la curva de Wilson, para recibir la mayor cantidad de cargas axiales en oclusión céntrica. Esta situación, además de mejorar la distribución de las fuerzas al hueso adyacente y reducir los riesgos de pérdida ósea crestal, provoca una menor incidencia en los elementos protéticos del implante, al reducir también

la cantidad de fuerzas nocivas. Esto se traduce en menos fracturas y aflojamientos de tornillos y aditamentos protéticos.

Baggi y cols. realizaron un estudio para comparar la distribución de cargas y el riesgo de sobrecarga ósea en 5 tipos de implantes diferentes, en condiciones funcionales, modelando la geometría crestal según la evidencia clínica disponible⁽²²⁾. Analizaron 5 implantes disponibles comercialmente: 2 implantes Straumann (Straumann AG, Basel, Suiza), 2 implantes Nobel Biocare (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia) y 1 implante Ankylos (Friadent AG, Mannheim, Alemania); utilizaron diámetros entre 3,3 y 4,5 mm, con longitudes entre 7,5 y 12 mm. Las simulaciones de todos estos implantes fueron sometidas, mediante elementos finitos, a pruebas de cargas de 100 N de componente lateral y 250 N de componente vertical intrusivo. Según los autores, las áreas de concentración de estrés se localizaban fundamentalmente en el hueso cortical alrededor del cuello del implante. Los implantes Ankylos inducían los picos de estrés más bajos en el hueso cortical, tanto en tensión como en compresión. Los niveles de estrés más elevados en el segmento mandibular se obtuvieron con los implantes NobelDirect y Straumann; en el segmento maxilar se obtuvieron con los implantes Straumann.

Los niveles de estrés medio de estos dos diseños excedían hasta un 145% en tensión y un 290% en compresión los del implante Ankylos. Analizando el implante Straumann, los niveles de estrés en el hueso maxilar eran un 600% mayores en compresión y un 150% en tensión. Además, para

un implante dado, los picos de estrés en la cortical maxilar fueron hasta de un 140% con respecto a los registrados en la cortical mandibular. Estos datos pueden ayudar a entender la evidencia clínica del mayor fracaso de implantes maxilares frente a los mandibulares.

El estudio de Baggi y cols. analizaba implantes funcionales y para ello modelaba el hueso crestral tras la cicatrización y un período de carga. Estos resultados resaltan la importancia de la longitud del implante y su diámetro en la distribución de las cargas. De acuerdo con los estudios de Himmlova y cols., el diámetro máximo de un implante parece afectar a los picos de estrés en el hueso cortical pero no en el hueso trabecular; los niveles de estrés y su distribución en el hueso trabecular se ven influenciados fundamentalmente por la longitud del implante ⁽³⁰⁾.

A pesar de ello, Baggi y cols. afirman que el diámetro del implante es un factor de diseño más efectivo que la longitud si se quiere prevenir la aparición de sobrecarga mecánica⁽²²⁾. El análisis del estrés en implantes de similar diámetro pone de manifiesto el concepto de que el riesgo de sobrecarga en el hueso compacto, se incrementa de forma manifiesta en el momento en que se produce la pérdida de hueso crestral. La mejor transferencia de estrés se produce en los casos de implantes con cambios de plataforma y colocación subcrestal, obteniéndose niveles adecuados tanto en el hueso cortical como en el hueso trabecular. Cuando se producen cambios remodelativos en el hueso crestral después de la carga, pueden sobrepasarse los límites de tolerancia al estrés tanto en el hueso cortical

como en el medular; esto trae consigo un riesgo de más pérdida ósea y fracaso del implante.

Según los estudios de Bozkaya y Baggi, la sobrecarga del hueso cortical se produce sobre todo en compresión (debido a los componentes laterales de la carga oclusal), mientras que la sobrecarga en la interfase entre hueso cortical y trabecular se produce en tensión (debido a la carga vertical intrusiva)^(22, 31). Los implantes deberían diseñarse de acuerdo a dos premisas básicas. En primer lugar, el riesgo de sobrecarga en las regiones periimplantarias es dependiente del tamaño del implante (diámetro y longitud) así como del lugar de colocación del implante. En segundo lugar, el estrés biomecánico se incrementa notablemente cuando se produce la pérdida de hueso crestal.

Baggi y cols. concluyen que la geometría crestal y el lugar de colocación del implante afectan a los mecanismos de distribución de cargas. La sobrecarga del hueso cortical se relaciona fundamentalmente con el diámetro del implante y no con la longitud de la interfase hueso-implante. Sin embargo, un aumento de la longitud reduce los picos de estrés en las zonas de hueso trabecular. Los cambios crestales se reducen en aquellos diseños de implantes con cambio de plataforma, evidenciando unos niveles de estrés menores. La localización en el maxilar superior evidencia unos niveles de riesgo mayor que la localización mandibular⁽²²⁾.

Similares resultados a los de Baggi los obtienen Anitua y cols.⁽³²⁾ en un estudio sobre la distribución de los niveles de estrés en el hueso según la variación del diámetro, la longitud y la geometría de los implantes dentales.

Estudiaron con elementos finitos los modelos de 4 tipos de implantes Bti (Bti, Biotechnology Institute, Vitoria, España), de 6 diámetros diferentes (entre 2,5 y 5 mm), 4 plataformas diferentes (entre 3,5 y 5,5 mm) y 5 longitudes diferentes (entre 8,5 y 15 mm). Aplicaron una carga de 150N bajo una angulación de 30°. Según los autores, el efecto del diámetro del implante sobre la distribución del estrés óseo es claramente más significativo que el efecto de la longitud del implante o de su geometría. Mediante el incremento en el diámetro del implante de 2,5 mm a 3,3 mm, los valores de estrés se reducen un 30,7% mientras que incrementando la longitud del implante de 8,5 a 15 mm solo se reducen un 1,7%. Comparando los implantes de 3,3 mm de diámetro frente a los de 4 mm, la reducción es de un 28,2% al aumentar el diámetro y tan solo de un 2,4% al aumentar la longitud. Los resultados muestran además que el área de máximo estrés está localizada alrededor del cuello del implante y decrece progresivamente en sentido apical del implante.

Para todos los implantes estudiados, los valores máximos de estrés decrecían progresivamente hacia apical. Los valores máximos se localizaban adyacentes a las primeras seis espiras, tanto en los implantes cortos de 8,5 mm como en los implantes más largos de 15 mm manteniendo el diámetro constante. Estos resultados indican que la mayor parte del estrés se transmite en las primeras seis espiras del implante, independientemente de la longitud, diámetro o geometría.

Según Anitua y cols., estos resultados demostrarían que el diámetro del implante es más importante en la reducción del estrés en el hueso que la

longitud del implante o la geometría. Otro hallazgo importante es que la distribución del estrés se realiza sobre todo en las seis primeras espiras del implante, independientemente de su diámetro, longitud o geometría. Además, se mantiene constante entre implantes cortos de 8,5 mm y largos de 15 mm si son del mismo diámetro. Todo ello puede sugerir que bajo la misma carga oblicua, ambos implantes pueden presentar un comportamiento biomecánico comparable. Desde un punto de vista biomecánico, puede parecer razonable el emplear implantes cortos y anchos en zonas anatómicas limitadas, tales como la mandíbula o maxilares posteriores⁽³²⁾.

3.2.2. EL TERCIO CORONAL

En nuestra división del implante, el tercio coronal comprende fundamentalmente el módulo crestal y la porción superior del cuerpo del implante.

El módulo crestal del implante, también denominado collar del implante en algunos trabajos, es la región transósea que va desde el cuerpo del implante y que contiene los elementos retentivos protéticos. Transfiere el estrés a las regiones crestales de hueso compacto durante la carga ⁽³³⁾.

Al igual que los dientes, los implantes tienen una porción transmucosa que atraviesa el tejido conectivo y el epitelio. Los tejidos periimplantarios firmes y estables pueden actuar como protectores frente a la invasión microbiana. A diferencia de los dientes, las fibras conectivas se sitúan de

forma paralela a la parte transmucosa de los implantes. Ha sido publicado que la topografía de superficie de los implantes puede favorecer la adhesión celular de fibroblastos y células epiteliales. La adhesión del tejido conectivo también se ve favorecida cuando la porción transmucosa del implante presenta microespiras o superficies rugosas. Según Chehroudi y cols., el crecimiento coronal del tejido conectivo hacia estas microespiras, inhibiría el crecimiento apical del tejido epitelial, lo cual podría reducir la reabsorción ósea crestal.

Sin embargo, aunque las dimensiones de la anchura biológica pueden mantenerse estables, las proporciones de sus elementos pueden no serlo. Las dimensiones del epitelio de unión aumentan con el tiempo y las del tejido conectivo y el sulcus se reducen. Por tanto, una mayor cantidad de tejido conectivo en contacto con el implante durante la fase de curación podría conllevar una mayor cantidad de contacto de tejido conectivo durante la función del implante⁽³⁴⁾.

El tercio coronal puede presentar una serie de características que permitan su identificación. De entre ellas podemos destacar las siguientes:

1. El **tipo de conexión protética** del implante. La conexión protética del implante puede ser de tipo externo o de tipo interno. En la conexión de tipo externo, el elemento retentivo protético se sitúa por fuera del cuerpo del implante, mientras que la conexión interna se aloja dentro del cuerpo del implante. La conexión externa más difundida y con mayor número de estudios es la de tipo hexagonal. Las conexiones

internas presentan una mayor variedad de formas geométricas, existiendo conexiones de tipo hexágono, octógono o dodecágono. Además de estas figuras geométricas, los fabricantes han desarrollado formas más elaboradas. A modo de ejemplo nombramos el cono morse, el sistema de sellado cónico y los trilóbulos o tetralóbulos internos.

2. **El tipo de cuello del implante.** El cuello del implante puede estar configurado con diseños muy diferentes. Para poder clasificar los implantes, estos diseños los hemos agrupado en los cuatro siguientes:

- a. Ancho: el cuello se denomina ancho si su medida es mayor que el cuerpo del implante.
- b. Recto: el cuello es recto si existe una transición lineal y sin angulación entre el cuerpo y el cuello del implante.
- c. Acampanado: el cuello es acampanado si existe una transición suave y curvada entre el cuerpo y el cuello del implante.
- d. Troncocónico: el cuello presenta esta forma geométrica, presentando unas paredes convergentes hacia apical.

En los casos en que existan dudas sobre la clasificación del cuello de un implante en ancho o troncocónico se estudiará lo siguiente: aquellos implantes que presenten una zona de transición inclinada entre el cuerpo del implante y la plataforma, si esta

transición es mayor que la porción vertical, el implante presenta un cuello troncocónico. Si predomina la porción vertical sobre la transición inclinada, el implante presenta un cuello ancho.

3. El **color de la plataforma** protésica del implante. En la mayor parte de los casos, la plataforma tiene un color gris metalizado, pero puede presentar también otros colores, constituyendo un elemento importante para la identificación visual en la clínica.

4. La presencia de un **collar o bisel pulido** en la parte superior de la plataforma protésica. Este collar o bisel está destinado a minimizar el acúmulo de placa bacteriana. Este elemento puede estar presente o no en los implantes. Existen diseños con superficie tratada hasta la conexión protésica y otros diseños híbridos con superficies mecanizadas desde el cuerpo del implante.

5. La presencia de **espiras a nivel del tercio coronal**. Es un dato de gran relevancia en la identificación del implante. Es necesario valorar tanto la presencia de espiras como la forma de dichas espiras. El implante puede presentar macroespiras ó espiras convencionales o bien microespiras. Existen diseños de implantes que no contienen microespiras verdaderas sino simples microhendiduras en esa porción coronal del implante. Otro aspecto importante es el punto de inicio de las espiras o las microespiras. Muchos implantes presentan un tramo

liso (tratado o no) entre la plataforma protética y el cuerpo del implante; en otros diseños, la primera espira se inicia inmediatamente apical a la plataforma protética.

3.2.2.A Morfología del módulo crestal

Las características del módulo crestal influyen en el comportamiento del implante puesto que tiene implicaciones quirúrgicas, protéticas y biológicas (en la determinación de la anchura biológica).

Generalmente, el módulo crestal no se considera como un elemento transmisor de cargas del implante y por tanto, no suele diseñarse con esta premisa. Tradicionalmente ha sido diseñado simplemente para minimizar el acúmulo de placa bacteriana ⁽²⁰⁾.

Según Hansson, el uso de un cuello de implante endoóseo liso pretendía evitar la pérdida ósea causada por un excesivo estrés. Sin embargo, dichos implantes promovían la reabsorción ósea en vez de evitarla. Se ha sugerido que dicha reabsorción se producía por una insuficiente estimulación mecánica del hueso⁽¹⁵⁾. La pérdida de hueso crestal hasta o más allá de la primera espira, se ha denominado “*saucerización*” y ha sido observado radiográficamente alrededor de ciertos tipos de implantes en estudios retrospectivos⁽³³⁾. Según la bibliografía actual, el diseño del cuello del implante es uno de los factores directamente relacionados con la pérdida de hueso crestal. La hipótesis de esta pérdida de hueso crestal se

debe a que en esa primera espira existe un cambio en la dirección de la carga, pasando de una carga en cizalla a un componente de fuerza compresiva que es mejor tolerado por el hueso⁽³³⁾.

Hansson encontró que la localización del pico de estrés en cizalla depende del diseño de la conexión pilar-implante. Con una conexión plana-plana, entre implante y pilar, situada a nivel de la interfase hueso-tejido conectivo, el pico de estrés en cizalla se localizaba en la porción más coronal del hueso crestal. Con una conexión de tipo cónica a nivel del hueso marginal, en la que el pilar asienta como un cono interno dentro del implante, el pico de estrés en cizalla se localiza en una posición más apical. Esta localización más apical del pico de estrés sugiere que la conexión cónica es capaz de separar los componentes horizontales y verticales de las cargas⁽¹⁵⁾.

Shen y cols. clasifican los módulos crestales de los implantes en divergentes, rectos y convergentes⁽³³⁾. Según Misch y Bidez, los collares divergentes han mostrado una mejor distribución de fuerzas que los collares rectos⁽¹¹⁾. Bozkaya y cols., por el contrario, defienden que los collares convergentes muestran una mejor transferencia y distribución del estrés⁽³¹⁾.

Misch y Bidez afirman que un módulo crestal liso, de paredes paralelas puede transmitir estrés en cizalla a la región crestal; un módulo crestal angulado veinte grados, con una textura de superficie que incrementa el contacto óseo podría transmitir una ligera fuerza compresiva y tensil que disminuyese la pérdida ósea⁽³⁵⁾.

Según Oh y cols., se ha observado en repetidas ocasiones la aparición de pérdida ósea crestal en implantes con cuellos pulidos de más de 3 mm; esta pérdida ósea podría estar causada por la falta de transmisión de carga mecánica efectiva entre la región coronal pulida del implante y el hueso circundante ⁽²⁰⁾.

Hermann y cols. evaluaron la influencia de la colocación del implante con respecto a la cresta ósea. Observaron una mayor pérdida ósea al colocar un implante cuya transición lisa-rugosa se había situado por debajo del nivel de la cresta ósea. El implante cuya transición se sitúa justo al nivel de la cresta ósea mostró una menor reabsorción. Los autores sugirieron que la pérdida de hueso podría deberse a la formación de una nueva anchura biológica a expensas del hueso crestal, que estaría influida por el diseño del módulo crestal ⁽³⁶⁾.

La reabsorción de hueso puede activarse por trauma quirúrgico o infección bacteriana, así como por sobrecarga en la interfase hueso-implante. La reabsorción de hueso crestal no es inevitable; según Baggi y cols., la reabsorción de hueso crestal es menor si el diámetro del pilar es inferior al diámetro del implante. Esto es lo que se denomina cambio de plataforma o *“platform switching”*. Las razones de preservación ósea crestal debidas al cambio de plataforma no se conocen en profundidad, pero pueden relacionarse con la localización del microgap entre implante y pilar así como con una mejor distribución de las cargas oclusales en los tejidos periimplantarios ⁽³⁷⁾.

De forma ideal, el módulo crestal debería de ser ligeramente más ancho que el diámetro externo de las espiras más coronales del implante, ejerciendo así un efecto de sellado del orificio de ostectomía. Además podría permitir una mejor estabilización en hueso blando al presentar una mayor superficie, lo que provocará picos menores de estrés. Este incremento en el diámetro del módulo crestal también provocará un efecto a nivel de la plataforma protética, reduciendo el nivel de estrés que soportan los aditamentos. La dimensión de la plataforma es un elemento de mayor importancia que la altura del hexágono antirrotacional a la hora de reducir el estrés aplicado al tornillo del pilar ^(11, 38).

Un diseño clásico de implante presenta un módulo crestal pulido, para minimizar el acúmulo de placa bacteriana. Si este módulo crestal se coloca por debajo del hueso, se producirá una readaptación de la anchura biológica con pérdida de hueso crestal. Por tanto, según Misch, el módulo crestal del implante no debería tener nada de superficie lisa por debajo del hueso. Hanggi y cols. encontraron en sus estudios que cuanto más largo era el módulo crestal liso, más pérdida crestal presentaba. Hermann y cols. obtuvieron resultados muy similares ^(11, 39, 40)

Se ha observado una anchura biológica de al menos 0,5 mm apical a la conexión pilar-implante, independientemente del diseño del módulo crestal del implante. Una altura de 0,5 mm parece ser una dimensión adecuada tanto desde el punto de vista biológico (con un menor acúmulo de placa) como desde un punto de vista del rendimiento biomecánico. Se ha

observado que los módulos crestales lisos provocan mayor reabsorción crestal que los módulos crestales rugosos. Esta reabsorción crestal no se debe en exclusiva a la textura de superficie, sino que el diseño del módulo crestal también parece tener una gran importancia. Clínicamente suele observarse que la pérdida de hueso crestal se detiene en la primera espira tras la carga del implante. Según Misch, la magnitud de la pérdida del hueso crestal está a menudo directamente relacionada con la distancia entre el módulo crestal y la primera espira; la mayoría de la pérdida ósea se observa en el módulo crestal de un implante de hexágono interno con módulo crestal cilíndrico alargado. Dependiendo de los fabricantes, la primera espira puede situarse a 1,2 mm por debajo de la plataforma en los implantes Branemark Mark IV, a 2 mm en los Nobel Replace y hasta a 3,5 mm en los Zimmer (Zimmer, Carlsbad, California) de hexágono interno ^(11,20).

Por tanto, la formación de una nueva anchura biológica puede ser responsable de una parte de la reabsorción crestal, si bien parte puede estar causada por el diseño del módulo crestal. La reabsorción ósea se detiene en la primera espira porque en ese punto, las cargas en cizalla se transforman en cargas compresivas que son mejor toleradas por el hueso⁽¹¹⁾. El diseño del módulo crestal también afecta al diseño del resto del implante. Por ejemplo en los implantes de hexágono interno, el componente antirrotacional está dentro del cuerpo del implante, necesita una menor altura y por ello, es más fácilmente recubierto por los tejidos blandos orales. Como el componente antirrotacional es más ancho que el pilar, las roscas en el exterior del implante no pueden ser diseñadas en o por encima de la

característica antirrotacional del implante puesto que debilitarían este tramo. Como consecuencia, el implante presenta mayor cantidad de superficie lisa y provoca más fuerzas de cizalla por encima de la primera espira que con respecto a un implante convencional de hexágono externo. Con el hexágono externo, las espiras pueden aproximarse más a la región cresta⁽¹¹⁾.

Shen WL y cols. evaluaron la influencia de la geometría de los módulos crestales en la distribución del estrés al hueso compacto, bajo cargas axiales y oblicuas. Los autores compararon implantes de 4 mm de diámetro, 11 mm de longitud, con un cuello de 2 mm de altura y que estaba disponible en tres formatos: divergente, con plataforma de 5 mm; recto, con plataforma de 4 mm y convergente, con plataforma de 3 mm⁽³³⁾.

Shen WL y cols. no están de acuerdo con los resultados de Bozkaya⁽³¹⁾, que sugiere que los implantes con secciones estrechas en la porción coronal, en contacto con el hueso compacto, generan transferencias de carga más favorables. Sus resultados concuerdan con los de Misch que afirma que los cuellos divergentes son más favorables que los cuellos rectos⁽¹¹⁾.

Según Huang y cols., un cuerpo de implante con 5 grados de conicidad, con espiras cuadradas ha mostrado picos de estrés menores en el hueso compacto que implantes de paredes paralelas con espiras cuadradas⁽¹⁴⁾.

Según Misch, la causa de la pérdida temprana de hueso crestal compacto se debe a la transmisión de un estrés excesivo a una interfaz hueso-implante inmadura. Esto implica la necesidad de una reducción del nivel de estrés en las etapas iniciales de la cicatrización, especialmente en presencia de hueso de pobre calidad. Los collares rectos y convergentes, según los autores, han demostrado intensidades de carga patológicas en el hueso compacto, si existe además hueso esponjoso de baja densidad, bajo direcciones de cargas oblicuas. Así sucede en la “*saucerización*”, siendo más frecuente su aparición en el primer año de función alrededor de implantes con estos diseños de implantes.

Para Shen WL y cols., los principales factores determinantes del éxito de los implantes son la densidad ósea y las condiciones de carga. Con los resultados de este estudio, las condiciones de carga presentan mayor influencia si cabe, en la distribución del estrés que la propia densidad ósea. Los collares divergentes parecen ser más favorables para un mantenimiento a largo plazo del hueso crestal. Los niveles de estrés se pueden reducir incrementando la superficie o reduciendo las fuerzas, dado que el estrés es el resultado de la fuerza dividida entre el área. Los collares divergentes son los que presentan una mayor superficie de entre los tres diseños existentes. Pueden transferir los menores niveles de estrés al hueso compacto crestal bajo la misma carga, mientras que el collar convergente tiene la menor superficie y por tanto, aplica los mayores niveles de estrés al hueso compacto. Se sabe que el hueso compacto es poco resistente a las fuerzas en cizalla que aparecen en las cargas inclinadas. Los collares divergentes

transmiten unos menores picos de fuerzas tensiles y compresivas que los collares rectos, mientras que los convergentes hacen el efecto contrario⁽³³⁾. En los implantes convergentes, la unión entre implante y pilar se encuentra más cerca del hueso compacto que en los implantes con collares divergentes o rectos y por tanto, la acumulación de estrés sobre los componentes puede ser mayor que en dichos implantes divergentes o rectos.

Shen WL y cols. concluyen que la distribución del estrés en el hueso compacto crestral adyacente al implante varía según diseño de collar del implante. Además, los collares divergentes muestran los niveles de estrés más bajos, comparados con los collares rectos o convergentes⁽³³⁾.

Kin y cols. realizaron otro estudio en el cual investigaban la respuesta tisular alrededor de sistemas de implantes de una pieza con diferentes diseños transmucosos. Para ello, compararon tres diferentes diseños de implantes, con diferentes superficies en un estudio histométrico sobre perros Beagle⁽³⁴⁾. Los implantes, denominados por los autores, "FM" presentan un cuello redondeado, convexo y de superficie maquinada. Los implantes "CMG" presentan un cuello cóncavo, de superficie maquinada pero que presenta microespiras de 30 micras para promover el crecimiento de fibroblastos. Los implantes "SA" presentan una porción transmucosa recta, con una superficie oxidada anodizada.

El grupo de implantes cóncavos mostró la mayor cantidad de tejido conectivo en contacto con el implante de los tres grupos. El implante con

forma convexa mostró más cantidad de tejido epitelial que el implante cóncavo. Sin embargo, la cantidad total de anchura biológica no fue significativamente diferente entre los grupos. Así, el implante cóncavo mostró la menor cantidad de reabsorción ósea comparado con los otros dos implantes. En contraste con los implantes cóncavos, los implantes convexos pueden causar unos tejidos periimplantarios más finos, comprometiendo la barrera defensiva, resultando finalmente en una migración apical epitelial y reabsorción ósea crestal. Chehroudi y cols. informaron que las superficies con estrías horizontales inhiben la migración apical del epitelio y pueden mejorar la adhesión conectiva al implante. Los resultados sugieren que el perfil cóncavo con microespiras es superior a la presencia de una superficie rugosa para conseguir un mayor contacto del tejido conectivo⁽³⁴⁾.

Nevins y cols. comprobaron que la superficie rugosa de un implante oseointegrado puede modificarse para obtener un anclaje físico del tejido conectivo supracrestal al propio implante, simulando la inserción natural de un diente. Este anclaje del tejido supracrestal al implante tendría un efecto preventivo sobre la migración apical del epitelio de unión y, consecuentemente, sobre la reabsorción de hueso crestal ⁽⁴¹⁾.

Sobre la problemática de la localización del microgap, se han desarrollado los implantes de una pieza, que han recibido gran atención por parte de la odontología en los últimos tiempos⁽³⁴⁾. Permiten una cirugía menos invasiva, sus procedimientos restaurativos son simples y no existen

problemas de aflojamiento de los tornillos. Además, la cantidad de reabsorción ósea crestal puede reducirse debido a que no existen microgaps ni micromovimientos entre los implantes y los pilares.

Hermann y cols. realizaron un estudio para evaluar la influencia de la localización del microgap. En su estudio, los implantes de una pieza mantuvieron, durante el periodo de observación, los niveles óseos a nivel del cambio de superficie lisa a rugosa. Por el contrario, en los implantes de dos piezas, la localización del hueso crestal es dependiente de la localización del microgap; el hueso termina por estabilizarse 2 mm apicalmente a la transición pilar-implante. La conclusión de Hermann y cols. fue que esta zona de transición influye sobre los niveles de hueso crestal, independientemente del protocolo quirúrgico en 1 o 2 cirugías ⁽³⁷⁾.

Recientemente ha sido introducido en el mercado un implante de una pieza (Nobel Direct) con un módulo crestal rugoso para buscar una buena adaptación en los tejidos blandos. Según Albrektsson, este modelo de implante provoca una pérdida de hueso intolerable. Alrededor de un 25% de los implantes muestran una pérdida mayor de 3 mm en el seguimiento al año, y otro 9,9% de los colocados han fracasado⁽⁴²⁾. Paralelamente al lanzamiento de este implante se ha comercializado el Nobel Perfect, que comparte parámetros de diseño con el anterior, pero que además presenta un módulo crestal festoneado con el objetivo de mantener los niveles óseos festoneados existentes alrededor de los dientes naturales. Según un artículo de Nowzari y cols., este modelo muestra una evidente pérdida ósea con ausencia de éxito estético⁽⁴³⁾.

A pesar de estos datos preliminares desfavorables, Choi y cols. han diseñado un estudio, en perros Beagle, para evaluar radiográfica e histológicamente la pérdida ósea crestal con un nuevo diseño de implante con cuello festoneado provisto de microespiras. Compararon este diseño de implante con un implante de cuello recto convencional, ambos con superficie RBM (*“resorbable blast media”*). A la vez, se trató de comparar la influencia de colocar los implantes a una distancia de 2 mm frente a 5 mm⁽⁴⁴⁾. Según los autores, el Nobel Perfect es el único implante con cuello festoneado del mercado, diseñado para mantener el delicado festoneado crestal periimplantario a través de su tratamiento de superficie. Los resultados clínicos han mostrado que el hueso crestal no se mantiene adecuadamente y que la cantidad de reabsorción es mayor que la observada en los implantes de cuello recto convencionales^(43, 45). Esto pone de manifiesto que el tratamiento de superficie no es suficiente para mantener el nivel del hueso crestal. Sin embargo, los autores han obtenido una menor reabsorción de hueso crestal, significativa desde el punto de vista estadístico, en los implantes festoneados con microespiras frente a los implantes de cuello recto liso convencionales. Estos datos son similares tanto en la parte radiográfica como en la parte histológica del estudio.

Como conclusión, los autores afirman que la reabsorción ósea ha sido menor en los implantes con cuello festoneado con microespiras frente a los implantes tradicionales de cuello recto liso y hexágono externo. Además, en el modelo canino no ha habido diferencias significativas al colocar los implantes manteniendo entre sí una distancia de 2 o de 5 mm. Este

experimento demuestra las posibles ventajas de las microespiras en un modelo de implantes festoneado, que deberán ser investigadas en profundidad⁽⁴⁴⁾.

Otro aspecto que influye en la transmisión de cargas es el tipo de conexión que presentan los implantes. Hansson realizó un estudio comparativo entre una conexión de implantes de tipo plano frente a una conexión cónica mediante un análisis de elementos finitos⁽⁴⁶⁾. Llegó a la conclusión de que el diseño de la conexión implante-pilar provoca profundos efectos sobre el estrés que se transfiere al hueso marginal. La superficie de contacto cónica reduce el pico de estrés en cizalla en la superficie hueso-implante como consecuencia de las cargas axiales al compararlo con una conexión de tipo plana. Esto significa, teóricamente, que un implante con una conexión cónica podría resistir una mayor carga axial que el mismo implante con la conexión plana, antes de que se empezase a producir la reabsorción ósea debido a la acumulación de estrés. El pico de fuerza en cizalla de la superficie hueso-implante como consecuencia de una carga axial se localiza en la parte más coronal del hueso en una conexión plana, mientras que se localiza más apicalmente en el hueso con una conexión de tipo cónica. Cuanto más apical se distribuya la carga axial en el cono interno, más apical estará localizado el pico de estrés en cizalla. Esto significa que con la conexión de tipo cónica, el pico de estrés en cizalla derivado de una carga axial se encuentra espacialmente separado del pico de estrés originado por los componentes horizontales de las cargas.

Posteriormente, el mismo autor publicó otro estudio para comprobar si la localización más apical se mantiene si el implante es modelado con elementos de microrretención⁽¹⁵⁾. El pico de estrés compresivo y el pico de estrés von Mises se localizan de forma típica en la zona donde el flanco inferior de la espira pasa al punto alto de la curva. Cuando la conexión se coloca más coronalmente, este efecto desaparece. En general, el pico de estrés generado por cargas axiales surge en el momento en que el implante se une al hueso⁽¹⁵⁾. Según Hansson, con una conexión cónica localizada al nivel del hueso marginal, el pico de estrés generado por una carga axial se reduce substancialmente. Con esta misma conexión cónica, un aumento del grosor de las paredes del implante y un aumento del módulo de elasticidad se provoca un aumento en los niveles de estrés en las espiras más coronales del implante. Esto se puede explicar en base a que el aumento del grosor y del módulo de elasticidad provocan un aumento de la rigidez axial del implante. Con este aumento de rigidez, se transmite una mayor cantidad de estrés en las porciones mas coronales del implante. Parece ser que los incrementos en el grosor del implante y en el módulo de elasticidad solo afectan a la rigidez en anillo del implante y por tanto, solo incrementan la resistencia a las cargas horizontales. Por ello, los picos de estrés tensionales y de von Misses son menores. El estrés óseo se ve afectado en función del grosor de las paredes del implante así como por el módulo de elasticidad del implante⁽¹⁵⁾.

En resumen, con la conexión del implante localizada 2 mm más coronal, se incrementa el pico de estrés como consecuencia de la carga

vertical, que sumada a la carga horizontal provoca unos niveles de estrés que inducen un grado de microdaño que el remodelado óseo no puede compensar. En esta situación el hueso puede retroceder a la segunda espira, provocando un efecto dominó en donde una espira tras otra iría perdiendo hueso.

3.2.2.B El cambio de plataforma

El concepto de cambio de plataforma para el mantenimiento del hueso periimplantario ha ganado popularidad entre los fabricantes de implantes dentales durante los últimos años. Sin embargo, según Athie y cols., la asunción de que colocando más interiormente la transición entre el implante y el pilar se podía preservar el hueso crestral, se debe más a la serendipia que a la evidencia científica⁽⁴⁷⁾. Los autores realizaron una revisión sistemática de la literatura para analizar los cambios radiográficos en el nivel del hueso marginal y la supervivencia del cambio de plataforma. La revisión y el metanálisis muestran que el cambio de plataforma puede preservar la altura del hueso periimplantario y los niveles del tejido blando. El grado de reabsorción marginal está inversamente relacionado con la existencia de un desajuste entre implante y pilar.

El proceso de remodelado óseo implica la aparición de resorción ósea, que se ve afectada por uno o más de los siguientes factores:

1. Técnica quirúrgica traumática.
2. Excesivas condiciones de carga

-
3. La localización, la forma, el tamaño y la contaminación de la zona de transición entre implante y pilar.
 4. La anchura biológica y las consideraciones de los tejidos blandos.
 5. El infiltrado inflamatorio periimplantario.
 6. Micromovimientos de los componentes protésicos o implantarios.
 7. Atornillado y desatornillado repetido.
 8. La geometría del cuello del implante.
 9. La existencia de procesos infecciosos.

Sin embargo, el concepto de cambio de plataforma no está completamente comprendido, y se han propuesto múltiples teorías para explicarlo.

La teoría biomecánica propone que la conexión de un pilar de diámetro reducido puede limitar la reabsorción ósea al alejar la zona de concentración de estrés de la zona de contacto crestal entre el hueso y el implante y redireccionar las fuerzas oclusales a lo largo del eje del implante ⁽⁴⁸⁾.

Otra teoría⁽⁴⁹⁾ asume que cambiando el diámetro del pilar, se internaliza la localización de la anchura biológica y se minimiza la reabsorción crestal. Esta teoría se basa en estudios ^(50, 51) que mostraban que la colocación de la unión implante pilar en o bajo la altura de la cresta originaba una reabsorción vertical del hueso para reestablecer la anchura biológica.

Otra explicación se basa en el cometido del infiltrado inflamatorio alrededor de la unión implante-pilar. Ericsson y cols. muestran que la

reabsorción a este nivel está causada por el infiltrado inflamatorio que forma una zona semiesférica alrededor de la zona de transición⁽⁵²⁾.

La presencia de la microbiota periimplantaria sugiere la influencia de la reabsorción ósea a través del mantenimiento del infiltrado inflamatorio⁽⁴⁷⁾. Sin embargo, la relación entre composición de los microorganismos en la zona de transición y la reabsorción crestal se ha cuestionado recientemente⁽⁵³⁾.

A pesar de la naturaleza del infiltrado inflamatorio periimplantario, el reposicionamiento más alejado de la transición con respecto al borde externo del implante, puede limitar la reabsorción ósea al contener el infiltrado inflamatorio dentro del ángulo entre la plataforma y el hueso crestal⁽⁴⁹⁾.

3.2.3. EL TERCIO MEDIO

Representa la porción central del cuerpo del implante y define sus características principales.

El estudio del tercio medio del implante comprende:

- 1) **La forma del implante.** Basándose en la forma del implante pueden hacerse cuatro grandes grupos: cilíndricos, cónicos, lisos y roscados. Los implantes lisos carecen por completo de espiras en toda su longitud. En general, es un diseño de implante antiguo aunque todavía existen fabricantes que los comercializan. Los implantes roscados, aquellos que presentan

espiras en algún tramo, representan la mayoría de los implantes dentales disponibles en la actualidad.

La otra gran división se da entre implantes cilíndricos y cónicos. Un implante es cónico si el diámetro del cuerpo del implante es mayor a nivel coronal y va decreciendo progresivamente hacia apical. Un implante es cilíndrico si el diámetro del implante se mantiene constante desde el tercio coronal al apical.

- 2) **El paso de rosca.** El paso de rosca se define como la distancia, medida de manera paralela a su eje, entre las roscas adyacentes; o bien el número de roscas por unidad de longitud en el mismo plano axial y en el mismo lado del eje. Cuanto menor sea el paso de rosca, más espiras tendrá un implante para una unidad de longitud, y por tanto mayor será la superficie en dicha unidad de longitud. Es preciso valorar el paso de rosca y la existencia de variaciones en el paso de rosca entre el tercio coronal y el apical.
- 3) La existencia de **variaciones en el tamaño de las espiras** entre el tercio coronal y apical. Generalmente en los implantes cónicos, el diámetro del cuerpo del implante disminuye hacia apical, provocando que la espira aumente de tamaño; pero en otros diseños de implantes dicha característica no se cumple por lo que puede ser de utilidad en su identificación.

- 4) La existencia de **variaciones en la forma de las espiras** entre el tercio coronal y apical.
- 5) La presencia en el tercio medio de **elementos antirrotacionales** o que mejoran la estabilidad inicial de los implantes (la presencia de estrías o escotaduras en el cuerpo del implante a nivel del tercio medio), así como la existencia de cualquier otra particularidad en este tramo del implante.

3.2.3.A. Morfología del tercio medio

Ahn y cols. diseñaron un estudio histomorfométrico y biomecánico sobre implantes de pequeño diámetro con diferentes diseños⁽¹²⁾. Compararon la fuerza de torque de dos tipos de implantes diferentes; por un lado implantes con superficie maquinada frente a implantes con superficie RBM (*“resorbable blast media”*). Añadieron una estría longitudinal de 0,5 mm de profundidad y una angulación de 45 grados en 4 tipos de implantes para estudiar la resistencia al aflojamiento mecánico. En dos implantes esta estría recorría verticalmente todo el implante, en uno de ellos solo la porción coronal y en otro, sólo la porción apical.

Los niveles de torque inverso fueron significativamente mayores en los implantes tratados con RBM frente a los implantes maquinados. Dentro del grupo de implantes RBM, aquellos que mostraban una estría longitudinal en todo el implante, tenían un mayor torque inverso que aquellos implantes que carecían de la estría. Los implantes RBM con estría vertical presentaron un torque inverso 4 veces mayor que los implantes maquinados sin estría

vertical. No encontraron diferencias significativas entre aquellos implantes con estría longitudinal en la porción coronal frente a los que la mostraban en la zona apical.

En el análisis histomorfométrico, los implantes del grupo RBM mostraron valores significativamente más altos que el grupo de superficies maquinadas; además este valor se incrementaba conforme el periodo de curación se alargaba. El porcentaje de contacto hueso-implante fue mayor en el grupo de superficie RBM frente a la superficie maquinada, demostrando que esta rugosidad ayuda a la oseointegración.

Según los autores, la estría vertical también puede ayudar a incrementar significativamente estos parámetros; sin embargo, la influencia del diseño, en este caso es definida como escasa. El diseño de la estría puede verse alterado como consecuencia del tratamiento de superficie (destruyendo el ángulo agudo de la estría) frente a los implantes maquinados (que pueden presentar una estría más afilada)⁽¹²⁾.

Huang y cols. realizaron un estudio comparativo sobre el grado de estrés que provoca el diseño del cuerpo del implante y el diseño de la espira del implante⁽¹⁴⁾. Mediante elementos finitos aplicaron cargas de 100 N y con un ángulo de 45° al eje longitudinal de los implantes. Se emplearon 6 diseños de implantes: 3 implantes de paredes paralelas (1 sin espiras, 1 con espira triangular y 1 con espira cuadrada), 1 implante cónico (espiras cuadradas) y 2 implantes escalonados (1 sin espiras, y 1 con espiras triangulares).

Según Huang y cols. existen tres diseños básicos de implantes: el implante de cuerpo cilíndrico con espiras, el implante de cuerpo escalonado y el implante de cuerpo cónico. Estos diseños se han ido realizando a lo largo de la historia para mejorar las características clínicas y el comportamiento biomecánico en el medio ambiente oral^(14, 54). El uso de implantes roscados puede incrementar el área de contacto entre el implante y el hueso, disminuir la movilidad durante su colocación y ayudar a disipar el estrés entre ambas superficies. El uso de implantes escalonados se basó en la imitación de la forma natural de la raíz, sugiriéndose que provocaba una distribución de cargas más favorable⁽⁵⁵⁾. Otro tipo de diseño es el diseño cónico, que ha mostrado tasas razonables de supervivencia y se caracteriza por transmitir las cargas oclusales lejos del hueso cortical crestal y distribuyéndolas al hueso trabecular⁽¹¹⁾. Además, el uso de implantes cónicos y espiras cuadradas reduce el tiempo de inserción del implante puesto que son menos espiras las que tienen que introducirse en el hueso.

Cada uno de estos tres diseños tiene sus ventajas, según Huang y cols., pero no existe un consenso general acerca de cual diseño es mejor desde el punto de vista biomecánico y que reduzca los picos de estrés a nivel del hueso cortical crestal, del hueso trabecular y en toda la interfase hueso-implante. Debido al complicado diseño en tres dimensiones que presentan estos implantes, no se ha podido estudiar correctamente si la transmisión de cargas se realiza de forma más uniforme en alguno de ellos. Se han realizado muchos estudios de elementos finitos para predecir en nivel de carga del hueso y del implante. Sin embargo, en estudios previos de

este tipo, las espiras fueron construidas basadas en formas discontinuas y axisimétricas. Según Huang y cols., estos modelos no son correctos y pueden subestimar o sobreestimar las cargas de estrés sobre el hueso periimplantario⁽¹⁴⁾.

En este estudio, Huang y cols investigan el efecto biomécanico de 6 modelos de implantes: cilíndrico liso, cuerpo cilíndrico con espira triangular, cuerpo cilíndrico con espira cuadrada, implante escalonado sin espiras, implante escalonado con espiras e implante cónico con espiras cuadradas. Encontraron los mayores niveles de estrés en el hueso cortical localizado alrededor del implante, que se corresponde con los niveles más elevados de pérdida de hueso crestal. En el hueso endostal cortical, los niveles de estrés fueron mayores en los implantes cilíndricos y en los escalonados. A nivel del hueso trabecular, el estrés se concentraba cerca del hueso trabecular endostal, en el ángulo de la espira, el ápice del implante y en las zonas de cambio de anchura de los implantes escalonados. Todos los modelos de implantes revelaron picos de estrés localizados en la región crestal del hueso cortical. Aunque la magnitud de la fuerza oclusal fue de 100N, los picos máximos de fuerza tensil fueron de 100 Mpa y la fuerza compresiva de 173 Mpa. Estos altos niveles de estrés pueden causar sobrecarga mecánica en el hueso provocando reabsorción ósea. Los picos máximos de estrés en la región crestal se observaron con implantes roscados. Sin embargo, esto no implica necesariamente tasas más elevadas de fracaso⁽¹⁴⁾.

Los mismos implantes roscados mostraban valores de estrés más bajos cercanos al valle de la espira. Esta afirmación es compatible con otros

estudios en los que se afirmaba que los implantes roscados disminuyen los niveles de estrés interfacial. Las ventajas que supone la mayor estabilidad del implante y la formación de hueso inducido por carga pueden mejorar los niveles de supervivencia.

Los datos del estudio mostraban que los implantes roscados y escalonados distribuían las cargas a lo largo de la superficie del implante en el hueso trabecular, mientras que los implantes cilíndricos las distribuían de forma más intensa, pero en una zona más localizada. Según Huang y cols., los implantes roscados y escalonados disipan el estrés desde un área de alto estrés a múltiples zonas desconectadas unas de otras y localizadas cerca del ápice de las espiras y los escalones⁽⁵⁶⁾.

En cuanto a los implantes escalonados, el pico de estrés en hueso cortical fue menor que en los implantes cilíndricos. Una posible explicación a este hecho es el mayor diámetro del primer escalón con respecto al diámetro estandarizado para los implantes cilíndricos. Este incremento de diámetro aumenta el área de contacto hueso-implante y reduce el pico de estrés a nivel del hueso cortical. En cuanto al hueso trabecular, el implante escalonado no muestra una reducción de los niveles de estrés puesto que el área de contacto no es superior. La adición de espiras a los implantes escalonados mostró la ventaja de reducir los niveles de estrés interfaciales a nivel del valle de la espira.

El modelo de implante cónico con espira cuadrada, redujo los niveles de estrés tanto en el hueso cortical como en el trabecular frente al modelo cilíndrico con espira cuadrada. Este modelo de implante cónico es el que

presenta el implante Ankylos, que según sus diseñadores es capaz de transferir más cargas del hueso cortical al hueso trabecular. El cuerpo cónico del implante reduce el nivel de estrés tanto en el hueso cortical como en el trabecular. Además el incremento en la profundidad de la espira en el cuerpo cónico incrementa el área de contacto hueso-implante en la zona interfacial, con un gran beneficio biomecánico. Desde un punto de vista biomecánico, la espira y el cuerpo del implante son factores clave que afectan a la distribución de cargas en los tejidos periimplantarios. Según Huang y cols., ni el modelo roscado ni el escalonado son capaces de reducir los picos de estrés en la región crestal, pero ambos son capaces de disipar el estrés interfacial. El diseño de implante cónico parece ser más eficaz a la hora de reducir el nivel de estrés cortical y trabecular que otros diseños.

Como conclusión, Huang y cols. afirman que aunque la presencia de espiras en un implante incrementa el área de contacto, no reduce los picos de estrés. Sin embargo, la espira es capaz de reducir el nivel de estrés interfacial del hueso. Según el estudio, los implantes escalonados reducen el pico de estrés cortical y el uso de un implante cónico puede reducir el estrés óseo al aumentar la extensión del área de contacto⁽¹⁴⁾.

3.2.3.B. La espira en los implantes

Un factor muy importante en el diseño de un implante roscado es el tipo de espira que presenta. La espira permite transformar las cargas oclusales en cargas compresivas soportadas mejor por el hueso. Según Steigenga y

cols., el diseño de la espira es un factor clave en la estabilidad de los implantes así como en la cantidad de contacto hueso-implante⁽¹⁹⁾.

Según Hansson ⁽⁵⁰⁾, los parámetros que caracterizan a una espira son:

1. Profundidad de la espira
2. La porción alta del radio de curvatura
3. El ángulo de los flancos de la espira
4. La porción baja del radio de curvatura
5. La porción recta en el valle de la espira
6. La longitud de la porción curvada

Existen 4 tipos básicos de rosca o espira:

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

No solo debemos conocer el tipo de espira que presenta un implante; es necesario estudiar también la posible existencia de variaciones en el tamaño de las espiras entre el tercio coronal y apical. Generalmente en los implantes cónicos, el diámetro del cuerpo del implante disminuye hacia apical, provocando que la espira aumente de tamaño; pero en otros diseños de implantes dicha característica no se cumple por lo que puede ser de utilidad en su identificación. Además existen diseños de implantes en los cuales hay diferencias en la forma de las espiras entre el tercio coronal y apical.

Misch define un aspecto teórico importante sobre la distribución de cargas. Establece la diferencia entre la superficie funcional del implante frente a la superficie teórica⁽¹¹⁾. Así, la superficie funcional es el área que sirve activamente para disipar las cargas de compresión a la interfase hueso-implante⁽⁵⁷⁾. El área de superficie funcional de una espira es aquella porción de la espira que participa en la transmisión de carga de compresión bajo la acción de una fuerza axial. También debemos definir la superficie teórica de un implante, que puede comprender superficies pasivas que no actúan en la distribución de cargas o que tienen rasgos tan pequeños que el hueso no puede adaptarse a la transferencia de carga. Según Misch, el área funcional puede ser inferior incluso a un 30% de la superficie funcional⁽¹¹⁾.

El nivel de estrés óseo será inferior cuanto mayor sea la superficie funcional por unidad de longitud en el implante. La mayor parte del estrés en la interfase hueso-implante se sitúa en los 5 mm coronales, por lo que un diseño adecuado en esta zona es vital para una adecuada transferencia de

carga al hueso. Citando un ejemplo de Misch, un implante de 20 mm con rosca en v puede tener mayor superficie funcional total que un implante de 13 mm con rosca cuadrada. Sin embargo, el contacto en el área de mayor estrés puede ser mayor en el implante de 13 milímetros por el diseño de sus espiras⁽¹¹⁾.

De igual forma, los requerimientos biomecánicos no son iguales en todas las localizaciones orales. Las zonas que presentan un hueso de densidad 1 tienen el mayor porcentaje de contacto hueso-implante y el módulo de elasticidad más rígido; por el contrario, el hueso de densidad 4 presenta un modulo de elasticidad mayor y un menor porcentaje de contacto hueso-implante. Por lo tanto, los requerimientos en cuanto a superficie funcional de un hueso de densidad 4 son mucho mayores. El macrodiseño de un implante juega un papel fundamental puesto que la forma de las espiras, la presencia de estrías, surcos u orificios pueden interferir en la transferencia de cargas desde el implante al hueso.

Bumgardner y cols. realizaron un estudio con implantes de rosca cuadrada. En los casos en los que no se observó un relleno total de hueso alrededor de las espiras, existía mayor superficie de contacto alrededor de la espira inferior que de la superior. En otros casos, existía un puente óseo entre una espira cuadrada y la siguiente⁽⁵⁸⁾.

Duyck y cols. Estudiaron, en animales, implantes con espira en v, durante la cicatrización inicial y tardía. Observaron que durante la carga estática inicial, ambos lados de la espira (lado superior o de tensión y lado inferior o de compresión) presentaban una densidad ósea similar. Pero una

vez que los implantes se sometían a carga funcional, el lado superior presentaba una densidad ósea menor al lado inferior⁽⁵⁹⁾.

Kohn y Hollister estudiaron el implante Branemark con espiras en v bajo cargas laterales, comprobando que se formaba hueso entre el ángulo más profundo de una espira y el ángulo más profundo de la siguiente. Durante la carga lateral, la tensión era máxima en la cresta de la espira y mínima la porción más interna de la rosca. Los autores concluyeron en su trabajo, que debido a los picos de estrés, el hueso se había reabsorbido en la porción con tensión máxima y se mantenía en las zonas de tensión reducida (en la profundidad de la espira)⁽¹¹⁾.

Bolind confirmó este patrón, afirmando que las zonas de máxima tensión correspondían a las crestas de las espiras provocando un mínimo contacto hueso-implante y que en las zonas de tensión mínima, donde el hueso es cargado bajo fuerzas compresivas, como el ángulo bajo la espira, el contacto hueso-implante es máximo⁽²⁸⁾.

3.2.3.B.1 Geometría de la espira

Las espiras de los implantes permiten incrementar el contacto inicial entre el hueso y el implante, mejorar su superficie y optimizar la transmisión de cargas entre el tejido y el aditamento. Las espiras tienen 3 parámetros variables que pueden influir en la superficie funcional de un implante: el paso de rosca, la forma y la profundidad de la espira.

El paso de rosca se define como la distancia, medida de manera paralela a su eje, entre las espiras adyacentes de un implante, o bien como

el número de roscas por unidad de longitud en el mismo plano axial y en el mismo lado del eje. La altura de la porción roscada de un implante dividida entre el paso de rosca da como resultado el número de espiras de ese implante. Cuanto menor sea el paso de rosca, más espiras tendrá un implante para una unidad de longitud, y por tanto, mayor será el área de superficie en dicha unidad de longitud. Por ello es necesario analizar el paso de rosca del implante y la existencia de variaciones en las tres porciones del implante.

El estrés óseo está directamente relacionado con la magnitud de la fuerza e inversamente relacionado a la superficie de contacto, con lo cual, en presencia de una alta intensidad de fuerza, un implante con un paso de rosca menor y mayor superficie se comportará mejor que un implante con un paso de rosca superior. Según Misch ⁽⁶⁰⁾, de todas las variables de implante que pueden cambiar la cantidad de superficie funcional, el paso de rosca es la más significativa. Aquellos implantes con un mayor número de espiras presentarán una mayor superficie funcional y por tanto una mejor transferencia de cargas. Para Misch es un problema que los fabricantes de implantes dentales no diseñen implantes con pasos de rosca adaptados a las diferentes calidades óseas. La gran mayoría de los implantes actuales presentan un paso de rosca fijo por unidad de longitud, independiente del carácter de las fuerzas o la calidad del hueso. Este número de espiras es todavía más relevante en el caso de los implantes cortos, donde un mayor número de espiras provocará una mayor estabilidad inicial y sobre todo una mayor superficie funcional tras la carga. El número de espiras se ve afectado

por el diseño del implante. Si el implante presenta un módulo crestal liso de gran tamaño, el número de espiras que soportan la carga oclusal se reduce.

El tipo de espiras de doble o triple rosca no aumentan la cantidad de superficie funcional; su denominación se basa en el mecanismo de fabricación. La única utilidad de este tipo de espiras es a la hora de insertar el implante en el hueso. Así, a una velocidad de inserción de una revolución por minuto, un implante de espira única se insertará 1 espira en cada revolución. Si la espira es doble o triple, dos o tres espiras del implante entrarán por cada una de las revoluciones. También será más fácil de insertar un implante cuanto menor sea el número de espiras⁽¹¹⁾.

Hansson realizó un estudio para analizar los efectos de variar las características de las espiras sobre el hueso crestal⁽⁵⁰⁾. La insuficiente estimulación mecánica puede ser una de las causas principales de pérdida del hueso marginal en los implantes dentales⁽²⁹⁾. Roberts y cols. observaron en 1996 una alta tasa de remodelado óseo alrededor de las zonas altas de las espiras de los implantes dentales. Según Hansson, se han encontrado defectos óseos alrededor de estas zonas de las espiras. Por tanto se recomienda aumentar en lo posible el área de contacto entre hueso-implante para minimizar los picos de estrés, puesto que los implantes deben de tener un diseño que permita que el pico de estrés se minimice⁽⁵⁰⁾. Albrektsson recomendó en 1983 que los perfiles de las espiras fuesen redondeados para evitar las concentraciones de estrés. Hansson, en 2003, encontró que los picos de estrés de las cargas compresivas y los picos de estrés de von Misses se localizan en el punto donde el flanco inferior de la espira pasa a la

zona alta de la curvatura de la espira⁽¹⁵⁾. Por el contrario, el pico de estrés tensil se localiza en la porción alta de la curvatura de la espira⁽⁵⁰⁾.

Con ciertos diseños de implantes, el pico de estrés resultante de una carga axial tiende a ocurrir en el punto donde el implante entra en el hueso. Con ese diseño, es probable que una macroespira con un mayor paso de rosca pueda provocar unos niveles de estrés inferiores que la microespira. Con otros diseños de implante, el pico de estrés causado por una carga axial tiende a aparecer más apicalmente en el hueso⁽⁵⁰⁾.

Hansson en su estudio concluye que el perfil de la espira afecta a la magnitud del pico de estrés en el hueso y a la capacidad para recibir las cargas. Una vez que se ha comprobado que el perfil de la espira es favorable, las espiras de menores dimensiones son muy eficaces. Deben de evitarse los pequeños cocientes entre la parte alta del radio de curvatura / profundidad de espira. En la mayoría de los perfiles estudiados, la porción recta en el fondo de la espira se muestra desfavorable. Un gran radio de curvatura en el fondo de la espira se muestra desfavorable en la mayoría de los radios de curvatura analizados.

3.2.3.B.2. Forma de la espira

Steigenga y cols. realizaron un estudio sobre el efecto que la geometría de la espira de implantes dentales ejerce sobre el porcentaje de oseointegración y la resistencia al torque inverso⁽¹⁹⁾.

La incorporación de las espiras al diseño del implante se realiza con el objeto de transformar las cargas en cizalla en cargas compresivas que son

mejor toleradas por los tejidos óseos. Las espiras aportan estabilidad inicial, maximizan el área de contacto y mejoran la distribución del estrés entre ambas superficies. Los elementos característicos de las espiras, como son la profundidad de la espira, su paso de rosca, el ángulo de contacto y el ángulo de la hélice, varían la superficie funcional y por tanto la distribución de carga biomecánica del implante⁽⁵⁸⁾. Se han desarrollado numerosos diseños de espiras desde el inicio de la implantología. El implante Branemark original, lanzado en 1965 presentaba un diseño de espira en V destinado a colocarse en una osteotomía espiral. Este diseño se ha ido modificando con el paso del tiempo para permitir una colocación más sencilla y una mejor distribución de las cargas⁽¹⁹⁾. Según Misch, la espira tradicional en V, llamada fijación en ingeniería, provoca hasta 10 veces más cargas en cizalla que una espira cuadrada. Este tipo de espira en la que ambos brazos son paralelos, se denomina en ingeniería rosca potente y proporciona un área optimizada para la transmisión de cargas intrusivas y compresivas, provocando un menor estrés óseo⁽³⁵⁾.

En estudios realizados en animales⁽⁵⁸⁾ se observó el crecimiento óseo entre las espiras, observándose una mayor aposición ósea en la porción apical de la espira frente a la coronal. Este resultado sugiere una mejor tolerancia biológica a las cargas compresivas por parte de este diseño de espira. En este mismo estudio, la tasa de renovación ósea se situaba en niveles similares a la producida en el hueso adyacente pero no inmediato a los implantes.

En el estudio de Steigenga y cols., a las 12 semanas de colocar los implantes obtuvieron unos torques de remoción de 15,58N para los implantes con espira en V, de 15,46N para los implantes con rosca en arbotante invertido y de 23,17N para los implantes de espira cuadrada. El análisis histomorfométrico manifestó que el porcentaje de contacto hueso-implante fue de un 65,46% en los implantes con rosca en V, de un 63,05% para los implantes con espira en arbotante invertido y de un 74,37% para los implantes con espira cuadrada. Los implantes con espira cuadrada mostraban diferencias desde el punto de vista estadístico en comparación con los implantes de espira en V o de espira en arbotante invertido ⁽¹⁹⁾.

Wennerberg y cols. realizaron un estudio similar en 1995, valorando los niveles de torque inverso tras colocar implantes con forma de tornillo y diferentes superficies en tibias de conejos. Aquellos implantes con superficies chorreadas con partículas de óxido de titanio mostraron torques inversos más elevados que los implantes con superficies maquinadas. También encontraron niveles de resistencia al torque inverso más elevados entre aquellos implantes con superficies más rugosas que aquellos que presentaban superficies rugosas pero más lisas que los primeros⁽⁶¹⁾.

Lucchini y cols. realizaron un estudio con el mismo diseño general de implante pero con diferente diseño de espira. Los implantes test presentaban espiras que terminaban en un plano (espira cuadrada) y los implantes control terminaban en una superficie redondeada (simulando una espira en V). El estudio mostraba un mayor porcentaje de contacto óseo entre los

implantes con espira cuadrada frente a los implantes con una espira en V redondeada⁽⁶²⁾.

Steigenga y cols. no encontraron diferencias en la densidad ósea radiográfica de los implantes, sugiriendo que la diferencia de espiras no provoca cambios en la curación inicial de los tejidos perimplantarios. Sin embargo, si se ha observado la superioridad de la espira cuadrada frente a la espira en V y a la espira en arbotante invertido tanto en porcentaje de contacto hueso-implante como en la fuerza necesaria para retirar el implante. Ambas situaciones son importantes en el mantenimiento de la estabilidad inicial y temprana de un implante, momento en el que suceden la mayoría de los fracasos⁽¹⁹⁾. Realizaron un estudio en animales con 3 tipos diferentes de espiras: espiras en v, espiras cuadradas y espiras en arbotante invertido. El resto de cualidades del implante eran iguales: longitud y anchura de los implantes así como número, profundidad y superficie de las espiras. El porcentaje de contacto hueso-implante fue significativamente mayor en las espiras cuadradas frente a las espiras en v y las espiras en arbotante invertido. En la prueba de torque inverso, de nuevo las espiras cuadradas presentaban valores superiores a los otros dos tipos de espiras⁽¹⁹⁾.

Otro aspecto importante es el ángulo de enfrentamiento entre la espira y el cuerpo del implante. Este ángulo puede modificar, a nivel de la interfase ósea, la dirección de las cargas oclusales aplicadas sobre la prótesis. En una espira en v, este ángulo suele ser de unos 30 grados mientras que en

una espira cuadrada, el ángulo de enfrentamiento suele ser perpendicular al eje del implante. Según Misch, con una espira cuadrada, las cargas oclusales axiales al eje del implante son transformadas en cargas compresivas en la interfase del hueso; por el contrario, estas mismas cargas oclusales axiales pueden ser transformadas en fuerzas de cizalla si el implante presenta unas espiras en v. La fuerza de cizalla en una rosca en v de 30 grados es hasta 10 veces mayor que la generada con una espira cuadrada; la fuerza de cizalla de una rosca en v con 15 grados de ángulo de enfrentamiento es hasta 5 veces mayor que una rosca cuadrada. Las espiras en arbotante invertido parecen comportarse de una forma muy similar a las espiras en v. Esta situación adquiere mayor importancia en calidades óseas bajas o al utilizar implantes con diámetro o longitudes comprometidas⁽¹¹⁾.

Kim y cols. estudiaron mediante elementos finitos la efectividad de 3 tipos de espiras: espiras cuadradas, en v y en arbotante invertido. Las espiras en v y en arbotante invertido presentaban valores muy similares, pero las espiras cuadradas conseguían valores menores tanto en fuerzas de compresión como en fuerzas de cizalla⁽¹¹⁾.

Chun y cols. también observaron un mejor comportamiento de la rosca cuadrada frente a otros tipos de roscas⁽⁶³⁾.

Geng y cols. realizaron un estudio de elementos finitos en dos dimensiones, con un implante escalonado y comparando 4 tipos de espiras: espiras en v, espira fina en T, y dos tipos de espira cuadrada, ancha y estrecha. Los autores afirman que tanto la espira en v como la espira

cuadrada ancha son formas de espiras óptimas para el implante roscado escalonado experimental⁽⁶⁴⁾.

La profundidad de rosca de un implante es la diferencia entre el diámetro menor y mayor de la rosca. Generalmente la profundidad de rosca es constante en toda la longitud del implante, salvo en los implantes cónicos, donde según Misch, tienen un diámetro menor similar, pero el diámetro exterior crece hacia el estrechamiento apical, de forma que la rosca disminuye en profundidad hacia el ápice. Esta circunstancia provoca que este diseño de implante tenga menos superficie funcional y menor capacidad de obtener estabilidad al implantarse.

Cuanto mayor sea la profundidad de rosca, mayor superficie funcional si mantenemos estables los demás factores. Las principales marcas de implantes presentan profundidades de espiras variables, que pueden oscilar entre los 0,24 mm de un Nobel Replace, los 0,3 mm de Straumann o los 0,375 mm de Biomet 3i. La profundidad de la rosca cuadrada de Biohorizons es de 0,42 mm. Como resultado de estos datos, según Misch, implantes de igual longitud y diámetro con este tipo de espiras presentan áreas superficiales muy diferentes, existiendo variaciones de hasta un 28% en valor. Cuanto más superficial es la profundidad de rosca, más sencillo es de atornillar el implante en el hueso, pero tendrá menor superficie funcional y más tendencia a crear sobrecargas. En los diseños convencionales de implante, a medida que el diámetro aumenta, la profundidad de rosca suele permanecer constante. Así, la superficie aumenta alrededor de un 15-25%

por milímetro de aumento en diámetro. Sin embargo, a medida que aumenta el diámetro, se podría aumentar la profundidad de la espira sin adelgazar demasiado las paredes del implante ni afectar a su resistencia. Si esto se produjese, por cada milímetro de aumento en diámetro, se produciría un aumento de más de un 150% en la superficie funcional⁽¹¹⁾.

3.2.3.B.3. Las microespiras

Recientemente, se han añadido a los diseños de implantes unos elementos retentivos en la porción coronal que se denominan microespiras. Son espiras que presentan una profundidad y un paso de rosca más reducido que las espiras convencionales. Esta menor dimensión permite alcanzar posiciones más coronales dentro del cuerpo del implante, que de otra forma no se podrían llevar a cabo con espiras tradicionales sin debilitar en exceso las paredes del implante.

Un estudio de Norton y cols. comprobó radiográficamente a los 4 años, que la presencia de microespiras en los implantes representaba un papel crucial en el mantenimiento del tejido óseo periimplantario⁽⁶⁵⁾.

Hansson y cols. afirman que la presencia de una interfase cónica y profunda entre el implante y el pilar protésico reduce el pico de estrés en la conexión hueso-implante comparándolo con una interfase plana⁽⁴⁶⁾. La colocación de microespiras en el cuello del implante parece incrementar la capacidad del implante de resistir las cargas axiales y preservar el tejido óseo⁽⁵⁰⁾. Los estudios realizados en animales de experimentación revelaron

que la presencia de microespiras en los implantes aumentan el grado de contacto hueso-implante ⁽²⁴⁾.

Un estudio previo de Lee y cols. reveló que los implantes con microespiras presentaban una mayor estabilización del hueso periimplantario frente a los implantes que no presentaban microespiras⁽⁶⁶⁾.

Jung y cols.⁽⁶⁷⁾ demostraron que la pérdida ósea era diferente según la localización de la espira, puesto que los tejidos periimplantarios se estabilizaban normalmente alrededor de la primera espira. Salvo este estudio de Lee y cols., no existen estudios similares sobre la localización de las microespiras, aspecto que puede implicar efectos diferentes sobre el hueso.

Song y cols. realizaron un estudio en el que investigan los efectos a corto plazo en los niveles marginales óseos en función de la localización de las microespiras⁽⁶⁸⁾. Utilizaron dos tipos de implantes con superficie tratada mediante grabado ácido y chorreada con arena de grano grueso. Todo el implante estaba tratado salvo el collar biselado de la plataforma. En un grupo de implantes la microespira comenzaba en el collar biselado, mientras que en el otro grupo la microespira comenzaba 0,5 mm más apical, dejando esa zona lisa pero tratada. Los implantes fueron colocados en pacientes de forma aleatoria, realizando prótesis fijas de dos unidades ferulizadas y siempre con un implante de cada tipo. Se realizaron los seguimientos pertinentes hasta completar el estudio con 1 año de carga funcional. La medición del nivel óseo se realizó con radiografías y posterior escaneado para estudio digital.

Observaron menor pérdida ósea en los implantes con la microespira más coronal frente a aquellos con microespira más apical (0,16 mm de pérdida ósea frente a 0,30 mm). Según los autores, muchos estudios demuestran que la presencia de un cuello liso sin elementos retentivos facilita la reabsorción ósea. Esta pérdida ósea puede ser debida a la falta de estímulo mecánico alrededor del implante. Según Hansson son necesarios estos elementos retentivos para evitar dichos problemas. Un estudio de Kinni y cols. demostró que las espiras generan cargas compresivas a los tejidos adyacentes y que la colocación de la espira en el cuerpo del implante afecta a dicha distribución de carga. ⁽⁶⁹⁾

La revisión de la literatura de Oh y cols.⁽²⁰⁾ revela que la primera espira transforma la carga en cizalla en carga compresiva. Una posible explicación a los resultados del estudio sugiere que la falta de espiras en la porción más coronal, impide la distribución de las fuerzas en la región del cuello del implante, incrementando el estrés en esa zona periimplantaria. Si ese nivel supera el límite del tejido óseo se produce una sobrecarga tensional, fatiga y reabsorción ósea⁽⁷⁰⁾. Por ello, las microespiras colocadas al nivel marginal óseo actúan distribuyendo las cargas y ejercen efectos beneficiosos para el mantenimiento de los tejidos periimplantarios.

La presencia de microespiras en una superficie rugosa puede presentar una serie de complicaciones añadidas. En el caso de que suceda una sobrecarga con remodelación ósea, la superficie rugosa y las microespiras pueden quedar expuestas al medio oral y acelerar la formación de placa dental. Con ello se incrementaría el riesgo de mucositis y periimplantitis.

Varios autores recomiendan tener presente estos factores de riesgo biológico relacionados con las microespiras cuando se realicen planes de tratamiento en pacientes con alta susceptibilidad a la periimplantitis^(68, 71). Según estudios de elementos finitos,⁽⁴⁶⁾ el pico máximo de cargas en cizalla ocurre en la zona más crestal de hueso marginal en aquellos implantes de conexión plana, mientras que se coloca más apical en aquellos de conexión cónica. Según Song y cols., la localización del pico de estrés es algo crucial. Los implantes cuya conexión esté más cerca de la cresta alveolar producirán más estrés que aquellos que tengan la conexión en posición más apical.

Los efectos del cambio de plataforma también pueden haber jugado un papel importante en la reducida pérdida ósea. Los pilares utilizados son de diámetro inferior a los implantes, provocando un descentramiento horizontal entre ambos y alejando el pilar de la cresta ósea. Estos factores reducen la inflamación alrededor de la interfase hueso-implante y reducen la reabsorción ósea⁽⁷²⁾. Song y cols. concluyen que se ha observado una menor reabsorción crestal en los implantes que presentan las microespiras más coronales comparados con los implantes con microespiras más apicales. Los resultados indican que las microespiras actúan estabilizando el hueso marginal periimplantario y que su localización juega un papel importante en el proceso de estabilización. Los autores recomiendan colocar las microespiras lo más coronales posible en el cuerpo del implante⁽⁶⁸⁾.

Schrotenboer y cols. realizaron un estudio para investigar los efectos de las microespiras sobre el estrés en el hueso crestal en comparación con implantes de cuello liso⁽⁷³⁾. También analizaron los efectos sobre el hueso

crestal de diferentes diámetros de pilares. Diseñaron dos implantes con una plataforma de 5 mm, anchura crestal de 5,5 mm y una longitud de 13 mm. Tanto las espiras como las microespiras tenían forma de V, con una distancia entre cada una de 0,8 y 0,2 mm, respectivamente. La porción de cuello pulido y de microespiras tenía 4,8 mm de altura. Aplicaron cargas verticales de 100 N y cargas oblicuas de 100 N en un ángulo de 15°.

En todos los modelos, el mayor grado de concentración de estrés se localizó en el nivel crestal adyacente al implante, así como en los puntos de las espiras y microespiras. Bajo condiciones de carga, el modelo con microespiras mostró un 29% más estrés que el modelo de cuello liso. Según lo estudiado por Schrottenboer y cols., 1,6MPa constituyen una intensidad de carga suficiente como para evitar la pérdida de hueso crestal por atrofia. En el otro extremo, 60 MPa se consideran la intensidad a partir de la cual, el hueso no es capaz de curar tras los episodios de fatiga⁽⁷³⁾.

Lee y cols. demostraron que las microespiras son capaces de mantener el hueso marginal frente a los cuellos lisos. La base científica de este hecho puede estar en que las espiras transforman en fuerzas compresivas las cargas oclusales⁽⁶⁶⁾. Para ello utilizaron implantes Astratech (Astratech AB, Mölndal, Suecia), con la misma textura de superficie. Uno de los modelos presentaba microespiras mientras que el otro presentaba un cuello liso pero con superficie tratada. La cantidad de hueso periimplantario perdido fue significativamente mayor en los implantes sin microespiras durante el periodo de seguimiento. Los autores atribuyeron la menor pérdida de volumen a la presencia de microespiras.

Wilke y cols. afirman que se da una resistencia incrementada a la tensión en cizalla por parte de la interfase entre hueso e implante si la superficie del mismo es rugosa; por tanto la morfología y las dimensiones de dicha rugosidad pueden afectar a la capacidad del implante de resistir a las tensiones⁽⁶⁶⁾. Hansson lanzó la hipótesis de que la superficie rugosa o los elementos retentivos pueden incrementar la resistencia del hueso marginal frente a la pérdida ósea a través de la fuerza de interbloqueo entre el implante y la superficie ósea⁽⁵⁴⁾. Los implantes utilizados en el estudio mostraban una diferencia en el diámetro del cuello del implante, siendo mayor en el caso de aquellos con microespiras. Según los autores, el posible efecto del diseño divergente del módulo crestal en el hueso marginal fue investigado y no mostró influencia en los resultados del estudio⁽⁶⁶⁾.

Los datos del estudio de Schrotenboer y cols. también sugieren que si se reduce el diámetro del pilar entre un 10-20%, se reduce el estrés transferido al hueso crestal, independientemente del tipo de módulo crestal que presente el implante (microespiras o cuello pulido) o la dirección de carga (vertical u oblicua)⁽⁷³⁾. La explicación podría ser que el diámetro reducido del pilar provoca un incremento en la distancia entre el infiltrado inflamatorio alrededor del pilar y la cresta alveolar, reduciendo el efecto reabsortivo del propio pilar. Lazzara y cols. han confirmado esta hipótesis al encontrar que al alejar el pilar de la cresta ósea se produce una menor reabsorción ósea⁽⁴⁹⁾.

Sin embargo, Becker muestra en un estudio animal que este efecto sólo dura 28 días. A partir de estos 28 días, el aumento de reabsorción ósea se iguala a los implantes sin cambio de plataforma⁽⁷⁴⁾. Una posible explicación a estos hallazgos, según Schrotenboer, es que podrían deberse a una colocación 1 mm subcrestal, más que al efecto del cambio de plataforma. Todos estos datos contradictorios ponen de manifiesto la necesidad de continuar realizando más estudios para validar estas teorías.

Para Schrotenboer y cols., las microespiras incrementan el estrés bajo carga. El cambio de plataforma provoca un menor estrés al reducir el diámetro de los pilares, trasladando menos carga tanto en el grupo de microespiras como en el grupo de cuello liso; sin embargo, el cambio de plataforma con microespiras parece reducir el estrés en mayor medida que el cambio de plataforma con cuello liso⁽⁷³⁾.

Este artículo fue criticado por Hansson y Alldin ⁽⁷⁵⁾. Para Hansson, en el estudio de Schrotenboer y cols. se mostraban condiciones irreales en la interfaz implante-hueso y las propiedades materiales del modelado eran confusas. Además, el modelado del implante no es igual al implante comercialmente disponible (AstraTech) y el modelado de las espiras no se comenta adecuadamente.

Debido a los errores en el diseño de la superficie de contacto, si Schrotenboer analizase otros sistemas de implantes, según Hansson, observarían que el mejor diseño de implante sería un implante cilíndrico liso sin espiras. Hansson afirma que cualquier persona con experiencia en la

implantología comprende que ese implante fracasaría. El autor afirma también que existen importantes diferencias entre el implante del estudio y el implante comercialmente disponible. Los picos de las espiras y los valles de las espiras son redondeadas en el caso del implante Astra, mientras que el implante del estudio los presenta con formas afiladas. Los picos afilados de las espiras provocan elevados niveles de estrés mientras que las formas redondeadas los reducen. De igual forma, los ángulos de los flancos de las espiras también son diferentes. Otro factor importante es el tipo de conexión: mientras el implante Astra presenta una conexión cónica, la conexión del implante del estudio es completamente diferente. Tampoco se aporta información sobre el modelado de las microespiras. En el estudio muestran un pico afilado, lo que según Hansson aporta muchos problemas porque en el estudio informático provocaría picos de estrés infinitamente elevados.

Estas controversias ponen de manifiesto la necesidad de realizar más estudios sobre el diseño de los implantes dentales.

3.2.4.EL TERCIO APICAL

La porción apical de un implante generalmente es más estrecha para permitir al implante asentarse en la osteotomía antes de que el cuerpo del implante enrosque en la región del hueso crestal.

En esta región del implante se pueden observar las siguientes características:

1. La morfología del tercio apical: el implante puede presentar una morfología del tercio apical cilíndrica o cónica. Esta morfología puede coincidir o no con la del resto del cuerpo del implante. Es bastante frecuente el diseño de implante cilíndrico con una porción apical cónica.
2. La forma del ápice: se diferencian 3 categorías:
 - Ápice en v: el ápice es angulado y termina en un punto.
 - Ápice plano: el ápice es recto y de forma plana, perpendicular al eje mayor del implante.
 - Ápice curvado: presenta una terminación de forma semiesférica.
3. La presencia de cámaras apicales
4. La presencia de orificios apicales
5. La presencia de espiras en el tercio apical
6. La presencia de espiras hasta el ápice.
7. La presencia de estrías en el tercio apical.

Normalmente el implante suele presentar una sección transversal circular, que no resiste las fuerzas torsionales; por ello necesita elementos antirrotacionales que se suelen colocar en la porción apical. Existen varios diseños de estos elementos, como por ejemplo la presencia de uno o varios orificios a través de los cuales puede crecer el hueso para contrarrestar la fuerza rotacional. Otra característica antirrotacional puede ser una pared

plana o ranuras a lo largo del cuerpo o en la región apical del implante. El hueso crece sobre estas superficies y ayuda a resistir estas fuerzas de torsión. Además mejoran el perfil autorroscante del implante puesto que permiten el relleno de ese hueco con virutas óseas recortadas y disminuyen el perfil de corte de la espira facilitando la inserción en el tejido.

En nuestro trabajo, hemos analizado la presencia de orificios en la porción apical, bien de forma redondeada o bien de forma ovoidea. De igual forma se ha verificado la existencia de estrías o ranuras en esta zona del implante. Existen diseños que incorporan cámaras apicales huecas, sin apertura al exterior. Obviamente esta característica solo es visible a través de las radiografías.

Otro aspecto importante a estudiar es la presencia de espiras y el punto apical en el que las espiras desaparecen. Existen diseños de implantes cuyas espiras terminan en la zona más apical del implante mientras que otros diseños tienen una zona libre de espiras en su porción final. En ocasiones, la profundidad de la espira apical es diferente a la del resto del cuerpo del implante, siendo una característica importante para la identificación.

Según Misch el extremo apical del implante debería ser plano mejor que en punta. La forma puntiaguda tiene menor área superficial provocando mayor acumulación de estrés en esa zona⁽¹¹⁾. Por el contrario, Anitua opina que los ápices planos no representan ventajas significativas. El diseño de ápice plano pero helicoidal permite una mejor capacidad de corte apical, otorga una mejor capacidad de avance al implante, una mejor

direccionalidad, un incremento en la superficie de oseointegración y una mayor capacidad de alojamiento óseo, reduciendo a su vez la compresión. Los ápices redondeados carecen de capacidad de corte, presentan una mala direccionalidad y provocan una mayor compresión apical ⁽⁷⁶⁾.

3.2.5 MATERIALES DE IMPLANTES

El uso de titanio en odontología ha sido bien estudiado, siendo una de sus principales virtudes la biocompatibilidad que presenta.

En biomedicina se utilizan 5 grados de titanio. Los cuatro primeros grados corresponden a tipos de titanio comercialmente puros, mientras que el grado 5 corresponde a una aleación de titanio (Ti-6Al-4V). La superficie de todos ellos es similar, puesto que se corresponde con una capa de óxido de titanio.

La aleación de titanio presenta una combinación de características mecánicas, físicas, de biocompatibilidad y de resistencia a la corrosión muy notables. Presenta una gran resistencia a la fatiga, siendo el doble de resistente que el titanio grado 4 y casi cuatro veces más que el titanio de grado 1 ⁽¹¹⁾.

El módulo de elasticidad del titanio y de su aleación es muy similar, a pesar de que es bastante superior a la rigidez que presenta la cortical ósea. Con los requerimientos funcionales de los implantes la rigidez no presenta tanta importancia como la resistencia a la fatiga o la biocompatibilidad. Así, según Misch, la aleación de titanio representa la mejor solución entre

resistencia biomécanica, biocompatibilidad y potencial para el movimiento relativo en la interfase hueso-implante ⁽¹¹⁾.

3.2.6. SUPERFICIES DE IMPLANTES DENTALES

La calidad del hueso es el factor más importante en la oseointegración, y a su vez, se ve influida en gran medida por la rugosidad de la superficie del implante⁽¹²⁾. De acuerdo con Buser y cols. el ratio de contacto hueso-implante es mayor si se usan implantes con superficies rugosas, comparado con implantes de superficies lisas⁽⁷⁷⁾.

Son muchos los tratamientos que se han aplicado sobre el titanio para aplicaciones biomédicas. Estos tratamientos pueden perseguir diferentes finalidades⁽⁷⁸⁾:

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

Los tratamientos más significativos, por ser los más empleados al haber obtenido unos mejores resultados de comportamiento biológico, mecánico, y contra la degradación, para cada uno de los grupos, son: el pulido y la limpieza con disolventes, en el primer caso; el granallado, el ataque ácido y la proyección por plasma de titanio, en el caso de la

modificación topográfica; y el ataque alcalino y la proyección por plasma de fosfatos de calcio, para el caso de la modificación de la naturaleza química de la superficie.

Wennerberg y cols. han clasificado las superficies de los implantes dentales según su rugosidad. Las superficies mínimamente rugosas son aquellas que presentan características de superficie entre (0,5-1 micra), las rugosas medias (entre 1-2 micras) y las rugosas (entre 2 y 3 micras) ⁽⁷⁹⁾.

Según la textura obtenida, las superficies de implantes también se pueden dividir en⁽⁸⁰⁾:

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

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

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

Las ventajas de incrementar la rugosidad son:

1. Aumento de la superficie del implante en contacto con el hueso.
2. Aumento de la adhesión celular al hueso.
3. Aumento del hueso presente en la interfaz del implante.
4. Aumento de la interacción biomecánica del implante con el hueso.

Gupta y cols. han realizado una revisión sobre las superficies de los implantes dentales. Según los autores, entre los métodos de tratamiento más frecuentes está el chorreado. Generalmente se realiza con partículas de Al_2O_3 o con TiO_2 . La rugosidad de la superficie va a depender del tamaño de la partícula utilizada (150-300 micras), del tiempo de chorreado, la presión y la distancia. Esta técnica permite desincrustar restos sólidos de contaminantes, aumentar la rugosidad superficial, mejorar la adhesión en el enlace e introducir tensiones residuales⁽⁸⁰⁾.

Algunos estudios han mostrado que puede promover la adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos y reduce la adhesión de los fibroblastos, con lo cual podría disminuir la proliferación del tejido blando y aumentar la formación de hueso.

Otro método muy utilizado es el grabado ácido. El implante es sumergido en una solución ácida, que erosiona su superficie creando valles de un diámetro y forma específicos. Estos valles tienen un diámetro de entre 0,5 y 2 micras. El grabado ácido permite desincrustar restos sólidos de

contaminantes, elimina capas nativas, modifica la rugosidad superficial y elimina tensiones.

Para obtener superficies microrrugosas, se sumergen los implantes en soluciones de ácido clorhídrico y ácido sulfúrico a temperaturas de 100°C (grabado ácido dual). La concentración del ácido, el tiempo y la temperatura determinarán las características de la microestructura de superficie. Según Wennerberg y cols., la técnica de doble grabado ácido estimula los procesos de adhesión de la fibrina y las células osteogénicas, incrementando la formación de hueso sobre la superficie del implante. La técnica SLA ("*Sand blasted and acid-etched*")-Grabado ácido y chorreado con arena) fue introducida en 1991. La superficie es producida por un granallado con partículas grandes (250-500 micras) y un grabado dual con ácido clorhídrico y sulfúrico. El chorreado provoca una superficie rugosa y el grabado proporciona la microtextura y la limpieza de la superficie ⁽⁸¹⁾.

Otro tipo de superficie es la superficie porosa. Se produce al convertirse el polvo esférico cerámico o metálico en una masa coherente dentro del cuerpo metálico del implante. La superficie dependerá del tamaño del poro, su forma, volumen y profundidad; todos ellos están afectados por el tamaño de las partículas esféricas, la presión y la temperatura a la que se produce la sinterización. Se pueden enumerar algunas ventajas de estas superficies como son la formación de una interfaz tridimensional segura con el hueso y la existencia de un volumen adecuado para la migración y adhesión celular.

Las superficies de espray de plasma se producen mediante el calentamiento de la hidroxiapatita mediante una llama de plasma de entre 15.000-20000°K, propulsando la hidroxiapatita hacia el implante en un medio inerte (argón), generando una capa de entre 50-100 micras. Entre las ventajas atribuidas destacan el incremento de la superficie del implante, la generación de una estructura microporosa y el incremento en la adhesión celular.

Otro método de tratamiento se basa en la aplicación de un haz de iones sobre un bloque de hidroxiapatita, que es vaporizado y convertido en un plasma que se recondensa sobre la superficie del implante, creando una fina capa de hidroxiapatita sobre el mismo. La aplicación de fosfatos de calcio u otros iones busca de igual forma un cambio en la composición superficial del implante.

La superficie anodizada se produce a través de un mecanismo de oxidación, utilizado para cambiar las características de la capa de óxido haciéndola más biocompatible. El mecanismo conlleva la aplicación de un voltaje al titanio sumergido en un electrolito. Provoca una superficie con microporos de tamaño variable. Ha demostrado su ausencia de citotoxicidad y un incremento en la adhesión y proliferación celular. Este proceso permite modificar la estructura y composición del óxido, mejorando su resistencia a

la corrosión, disminuir su liberación de iones, aumentar su rugosidad superficial y obtener superficies porosas⁽⁸⁰⁾.

La superficie de hidroxiapatita es otro mecanismo ampliamente analizado y estudiado. Su principal desventaja es la laminación del componente de hidroxiapatita y con ello el fracaso implantario. Sin embargo, según Gupta y cols., esta desventaja se ha superado con el uso de hidroxiapatita con las aleaciones de titanio. De esta forma, la superficie es mecánicamente más fuerte, bioinerte y biocompatible. Entre sus ventajas, destaca su mejor adhesión y deposición ósea. ⁽⁸⁰⁾

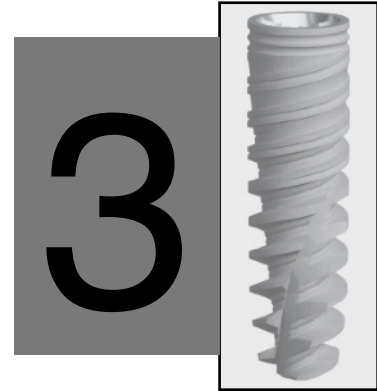


3



MATERIAL Y MÉTODOS





MATERIAL Y MÉTODOS

DISEÑO DE LA BASE DE DATOS

Implantes a estudio

Son susceptibles de estudio cualquier implante dental endoóseo que esté o haya estado comercializado en cualquier país del mundo. Hemos descartado los implantes zigomáticos, los implantes de lámina y los mini-implantes ortodóncicos.

Búsqueda de información

Hemos realizado la búsqueda de información de las siguientes formas:

1. A través de la lista de fabricantes de implantes dentales de la FDI (actualizada hasta el año 2006).
2. Búsqueda en Internet: para ello hemos utilizado el motor de búsqueda de Google (www.google.es). Los criterios de búsqueda han sido en todos los idiomas, en todo el mundo, en cualquier momento, con las siguientes palabras clave: “dental implant”,

“dental implant manufacturers”, “dental implant company” e “implante dental”.

Una vez que se ha encontrado un fabricante de implantes dentales, se procede a recopilar y estudiar toda la información disponible sobre el diseño de sus implantes dentales, incluyendo imágenes radiográficas o morfológicas procedentes de casos clínicos.

3. Revisión de las principales revistas profesionales sobre implantología oral.
4. Recopilación de manuales de los diferentes fabricantes en ferias y congresos.
5. Contacto con los fabricantes de implantes dentales, solicitando información técnica, imágenes morfológicas e imágenes radiográficas procedentes, a ser posible de casos clínicos reales.

Estudio radiográfico.

Aquellos implantes disponibles físicamente fueron radiografiados, usando placas periapicales, con técnica paralela, utilizando el mismo aparato de rayos x y reveladas de forma manual. De cada uno de los implantes se toman al menos 3 radiografías, en diversas orientaciones. Posteriormente, las radiografías son digitalizadas para su manejo informático, tratadas con Adobe® Photoshop® 7.0 (Adobe Systems Incorporated, California, Estados Unidos de América) y clasificadas.

Los implantes no disponibles físicamente, fueron estudiados y categorizados mediante la obtención de imágenes o radiografías publicadas en revistas especializadas o en Internet.

Parámetros a estudio

Para un mejor manejo de la información se ha dividido al implante en tres zonas, por lo que dichas características pueden estar localizadas a nivel del tercio coronal del implante, en el tercio medio o cuerpo del implante o en el tercio apical del mismo. Mostramos las características analizadas en cada implante y las opciones disponibles en la base de datos.

a) Tercio coronal

Se ha valorado:

1. El color de la plataforma protésica del implante.
 - a. Gris
 - b. Azul
 - c. Rojo
 - d. Verde
 - e. Amarillo
 - f. Rosa
 - g. Blanco
2. La presencia de un collar o bisel pulido a nivel de la plataforma protética.
 - a. Si
 - b. No

-
3. El tipo de conexión protética del implante.
 - a. Hexágono interno
 - b. Hexágono externo
 - c. Octógono interno
 - d. Pilar incorporado
 - e. Pilar de bola
 - f. Otra
 4. El tipo de cuello del implante.
 - a. Recto
 - b. Acampanado
 - c. Ancho
 - d. Truncocónico
 - e. Truncocónico invertido
 5. La presencia de espiras a nivel del tercio coronal.
 - a. Si
 - b. No
 6. La presencia de espiras hasta la plataforma.
 - a. Si
 - b. No
 7. La presencia de microespiras.
 - a. Si
 - b. No
 8. La presencia de cualquier otro elemento diferencial en el tercio coronal.

b) Tercio medio

Se ha estudiado:

1. La forma del implante.
 - a. Cilíndrico
 - b. Cónico

2. El tipo de material constitutivo del implante así como su tratamiento de superficie.
 - a. Titanio de grado desconocido
 - b. Aleación de Titanio
 - c. Titanio Grado 4
 - d. Titanio Grado 3
 - e. Titanio Grado 2
 - f. Titanio Grado 1
 - g. Zirconio
 - h. Óxido de Aluminio
3. La forma de las espiras.
 - a. Espiras en V
 - b. Espiras cuadradas
 - c. Espiras en arbotante
 - d. Espiras invertidas
 - e. Otras
4. El tipo de superficie que presenta el implante
5. El paso de rosca.
 - a. Constante
 - b. Variable
6. La existencia de variaciones en el tamaño de las espiras entre el tercio coronal y apical.
 - a. No
 - b. Variación a nivel coronal
 - c. Variación a nivel del tercio medio
 - d. Variación a nivel del tercio apical
7. La existencia de variaciones en la forma de las espiras entre el tercio coronal y apical.
 - a. No
 - b. Variación a nivel coronal
 - c. Variación a nivel del tercio medio
 - d. Variación a nivel del tercio apical

-
8. La presencia de estrías o escotaduras en el cuerpo del implante a nivel del tercio medio
 - a. Si
 - b. No
 9. La presencia de elementos diferenciales a nivel del tercio medio del implante.

c) Tercio apical

Se ha valorado:

1. La forma del tercio apical.
 - a. Cilíndrico
 - b. Cónico
2. La forma del ápice.
 - a. Ápice plano
 - b. Ápice redondeado
 - c. Ápice en V
 - d. Otro
3. La presencia de orificios a nivel del tercio apical.
 - a. No
 - b. Si. Ovoideos
 - c. Si. Redondeados
4. La presencia de cámaras apicales en el interior del implante.
 - a. Si
 - b. No
5. La presencia de estrías a nivel del tercio apical.
 - a. Si
 - b. No
6. La presencia de espiras a nivel del tercio apical
 - a. Si
 - b. No

7. La presencia de espiras hasta el ápice
 - a. Si
 - b. No
8. La presencia de posibles elementos diferenciales a nivel del tercio apical.

d) Tornillo de cicatrización

Se ha valorado

1. El color de tornillo o pilar de cicatrización.
 - a. Gris
 - b. Amarillo
 - c. Rojo
 - d. Verde
 - e. Azul
 - f. Púrpura
 - g. Blanco
2. El tipo de conexión que presenta el pilar o tornillo.
 - a. Hexagonal
 - b. Estrella
 - c. Cuadrado
 - d. Octogonal
 - e. Ranura
 - f. Cruz
 - g. Otro
3. Se valora si existen inscripciones sobre la altura, anchura, tipo de plataforma o cualquier otra posible información facilitada en el tornillo.

Además, se aportan los datos sobre diámetros y longitudes de cada sistema de implantes así como todos los datos de contacto del fabricante.

Creación de una base de datos. Se realiza una base de datos con el programa Filemaker Pro9.0v3 (Filemaker Inc, California, Estados Unidos de América), en el que se incluyen más de 26 características morfológicas y elementos diferenciales que pudiesen presentar los implantes, susceptibles de ser reconocidas en las imágenes o en las radiografías.

DISEÑO DEL ESTUDIO DE VALIDACIÓN

Diseñamos un estudio para valorar la utilidad de la base de datos en casos reales. El primer objetivo del estudio es conocer la cantidad de implantes que podemos identificar utilizando nuestra base de datos; el segundo objetivo es valorar si el grado de experiencia del clínico afecta a los resultados de la identificación.

El test se realiza a 10 alumnos del Máster de Medicina Oral, Cirugía Oral e Implantología de la Facultad de Medicina y Odontología de Santiago de Compostela.

Para confeccionar la presentación de ordenador con las radiografías de implantes, seguimos los siguientes criterios. Clasificamos los implantes, de forma jerárquica según las siguientes características: presencia o ausencia de espiras, forma del cuerpo del implante, tipo de cuello y tipo de ápice. Obtenemos 26 grupos básicos de implantes y cuantificamos cuantos implantes presenta cada grupo. Proporcionalmente al número de implantes en cada grupo, calculamos el número de implantes que estarán presentes

en el test. Una vez obtenida y ajustada esta cifra, seleccionamos al azar el o los modelos de implantes que usaremos en el test. Con las radiografías de estos modelos de implantes, realizamos una presentación de ordenador que servirá de guión para realizar el test práctico. Con esta selección de implantes pretendemos que el test sea lo más proporcionado y representativo posible de la muestra de implantes que presenta la base de datos.

En primer lugar se realiza un test inicial, utilizando el formulario mostrado en el Anexo 3. El test consiste en la identificación de 30 radiografías de implantes mostradas en una presentación de ordenador. En este primer test inicial, no usamos la base de datos y con ello buscamos conocer el porcentaje de identificación previo. Antes de realizar el test, se explica en una breve exposición la terminología y las características morfológicas que hemos empleado en nuestro trabajo.

Posteriormente, se realiza un segundo test, con las mismas 30 radiografías de implantes, en diferente orden y utilizando el mismo formulario. En esta ocasión, permitimos el uso de nuestra base de datos para identificar los implantes. De nuevo, antes de la realización del test, explicamos la terminología utilizada así como el modo de uso y las características de la base de datos. Con ello pretendemos conocer no solo el grado de utilidad del programa, sino también, el nivel de mejora entre los

datos iniciales y los finales. Ninguno de los alumnos del Master ha utilizado previamente la base de datos.

En el formulario de identificación se valoran 5 características fundamentales de los implantes y se trata de lograr una identificación exacta del implante. Debido a la dificultad inherente en esta técnica, damos la opción de nombrar dos modelos de implantes que consideremos dudosos. Si el implante aparece nombrado tanto en la primera opción, como en la casilla de implantes dudosos, lo consideraremos identificado.

Las variables cualitativas son descritas con porcentajes y frecuencias, con la media, la mediana, desviación típica, los valores máximos y mínimos y los rangos intercuartílicos.

La significancia estadística se situó en el 5% ($p < 0,05$) y se calculó con la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

El análisis estadístico se realizó con el paquete estadístico IBM® SPSS® Statistics 19 (IBM, Somers, NY, EEUU)

4



RESULTADOS



RESULTADOS

Se han localizado 152 fabricantes de implantes dentales y un total de 742 diseños de implantes dentales. Todos ellos han sido incorporados a la base de datos creada al efecto, con mayor o menor detalle según la información disponible.

Adjuntamos en CD una copia de la base de datos que podrá ser ejecutada bajo el programa Filemaker.

5.1 Descripción de la base de datos.

Nuestra base de datos se organiza en 4 pantallas o presentaciones.

La pantalla inicial "PORTADA" (figura 1) muestra en primer lugar el nombre del fabricante y el nombre del modelo de implante. En segunda línea, aparece la imagen morfológica y la imagen radiográfica del implante, en caso de que exista. En el fondo de la pantalla aparecen tres botones: el botón rojo nos lleva a la página de "IMPLANTES", que consituye la página de trabajo fundamental del programa; el botón amarillo nos traslada a la página "MÁS IMÁGENES" (figura 2), en donde podremos visualizar otras imágenes morfológicas o radiográficas que hayamos considerado de utilidad

para la identificación de los implantes. El último de los botones, de color rojo, nos lleva a la página “DATOS DE CONTACTO” (figura 3), en donde podremos visualizar el nombre del fabricante, su página web, su dirección y el país de origen.

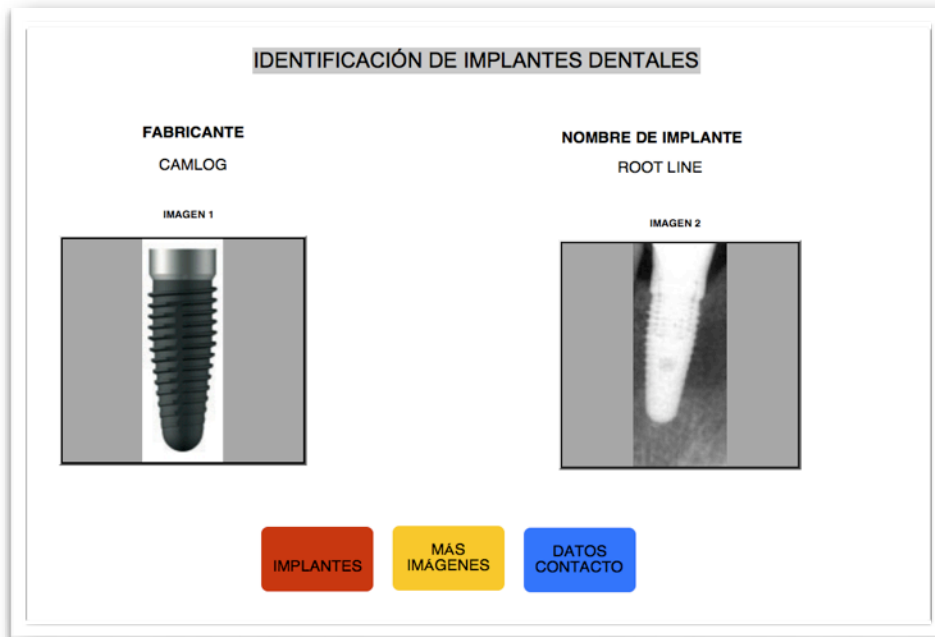


Figura 1. Imagen de la presentación “Portada” de la base de datos.

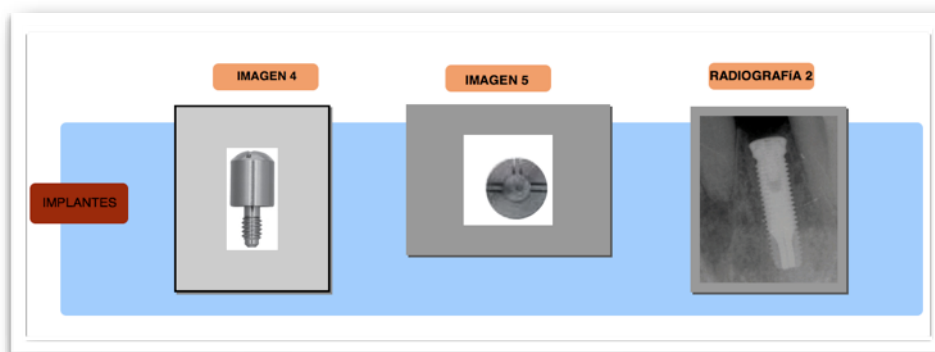


Figura 2. Sección “Más imágenes”.

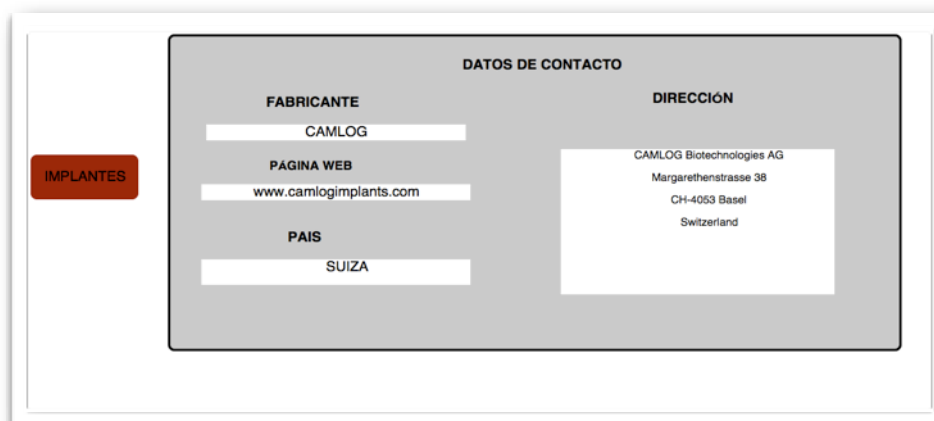


Figura 3. Sección "Datos de contacto".

En la página de "IMPLANTES" (figura 4), observamos la siguiente distribución. Arriba a la izquierda se muestra el nombre del fabricante del implante, el nombre del modelo y su página web. En la parte derecha de la página se observa un espacio para 4 imágenes, la primera morfológica, la segunda reservada para radiografías.

Volviendo a la parte izquierda de la página nos encontramos con el apartado de características coronales (figura 5), donde aparecen una serie de pestañas con listas desplegables y botones de verificación, con la información de cada modelo de implante. En un apartado inferior, se muestran a la izquierda los datos del tercio medio de los implantes (figura 6) y a la derecha los datos del tercio apical (figura 7). En todos estos apartados existe un cuadro de texto, con información relevante para la identificación de los implantes y que no hubiese podido consignarse a ninguno de las pestañas anteriores.




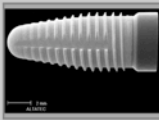
FABRICANTE CAMLOG NOMBRE DE IMPLANTE ROOT LINE PAGINA WEB www.camlogimplants.com CONTACTO		IMAGEN 1 		RADIOGRAFIA 	
DATOS TERCIO CORONAL COLOR DE PLATAFORMA GRIS TIPO DE CUELLO RECTO TIPO DE CONEXIÓN OTRA PRESENCIA DE ESPIRAS CORONALES <input checked="" type="radio"/> SI <input type="radio"/> NO ESPIRAS HASTA PLATAFORMA <input type="radio"/> SI <input checked="" type="radio"/> NO MICROESPIRAS <input type="radio"/> SI <input checked="" type="radio"/> NO ELEMENTOS DIFERENCIALES CONEXION INTERNA "TUBE IN TUBE". CUELLO RECTO LISO (1,6 mm) CON CHAMFER LISO DE 0,4 MM. CUELLO RECTO CON ZONA DE TRANSICIÓN TRONCOCONICA		IMAGEN 2 		IMAGEN 3 	
		MAS IMAGENES			
DATOS TERCIO APICAL FORMA DEL TERCIO APICAL FORMA DE ARDIE					

Figura 4. Presentación "Implantes".

DATOS TERCIO CORONAL	
COLOR DE PLATAFORMA <input type="text" value="GRIS"/>	COLLAR PULIDO <input checked="" type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
TIPO DE CUELLO <input type="text" value="ANCHO"/>	
TIPO DE CONEXIÓN <input type="text" value="HEXÁGONO EXTERNO"/>	
PRESENCIA DE ESPIRAS CORONALES	<input checked="" type="radio"/> SI <input type="radio"/> NO
ESPIRAS HASTA PLATAFORMA	<input type="radio"/> SI <input checked="" type="radio"/> NO
MICROESPIRAS	<input type="radio"/> SI <input checked="" type="radio"/> NO
ELEMENTOS DIFERENCIALES	
CUELLO RECTO ANCHO. PUEDEN TENER RECUBRIMIENTO COMPLETO O DISEÑO HIBRIDO, CON SUPERFICIE MAQUINADA CORONAL. ACTUALMENTE LOS HEXÁGONOS SON DE COLOR AZUL, AMARILLO Y VERDE, SOLO EN LA VERSIÓN CON RECUBRIMIENTO TOTAL.	

Figura 5. Presentación "Implantes". Datos tercio coronal.

DATOS TERCIO MEDIO	
FORMA DE IMPLANTE CÓNICO	SUPERFICIE DE IMPLANTE ROSCADO
MATERIAL DEL IMPLANTE TITANIO GRADO 4	TRATAMIENTO DE SUPERFICIE CHORREADO CON ÓXIDO DE TITANIO
TIPO DE ESPIRAS ESPIRAS EN V	ESPIRAS TERCIO MEDIO <input checked="" type="radio"/> SI <input type="radio"/> NO
VARIACIÓN LONGITUD DE ESPIRA MAYOR EN CORONAL	ESTRIAS EN TERCIO MEDIO <input checked="" type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
VARIACIÓN FORMA DE ESPIRA NO	
PASO DE ROSCA CONSTANTE	
ELEMENTOS DIFERENCIALES TERCIO MEDIO	
ESTRIA LONGITUDINAL LEVEMENTE MARCADA. ÁNGULO INFERIOR DE LA ESPIRA: 25 GRADOS ÁNGULO SUPERIOR DE LA ESPIRA: 6 GRADOS PASO DE ROSCA 0,7 MM. PROFUNDIDAD: ENTRE 0,2-0,4 MM	

Figura 6. Presentación "Implantes". Datos tercio medio.

DATOS TERCIO APICAL

<p>FORMA DEL TERCIO APICAL</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;">CÓNICO</div>	<p>FORMA DE APICE</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;">APICE REDONDEADO</div>
<p>CÁMARAS APICALES</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;"> <input type="radio"/> SI <input checked="" type="radio"/> NO </div>	<p>ESTRIAS APICALES</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;"> <input checked="" type="radio"/> SI <input type="radio"/> NO </div>
<p>ESPIRAS APICALES</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;"> <input checked="" type="radio"/> SI <input type="radio"/> NO </div>	<p>ESPIRAS HASTA EL APICE</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;"> <input checked="" type="radio"/> SI <input type="radio"/> NO </div>
<p>ORIFICIOS</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block; width: 80%;">NO</div>	
<p>ELEMENTOS DIFERENCIALES TERCIO APICAL</p> <div style="border: 1px solid black; height: 60px; width: 100%;"></div>	

Figura 7. Presentación "Implantes". Datos tercio apical.

En la zona inferior de la página se encuentran, en el lado derecho, dos apartados donde se muestran los diámetros y las longitudes disponibles de cada modelo de implante. En la parte derecha se encuentra el espacio donde se codifica la información relativa a los tornillos y pilares de cicatrización (figura 8).

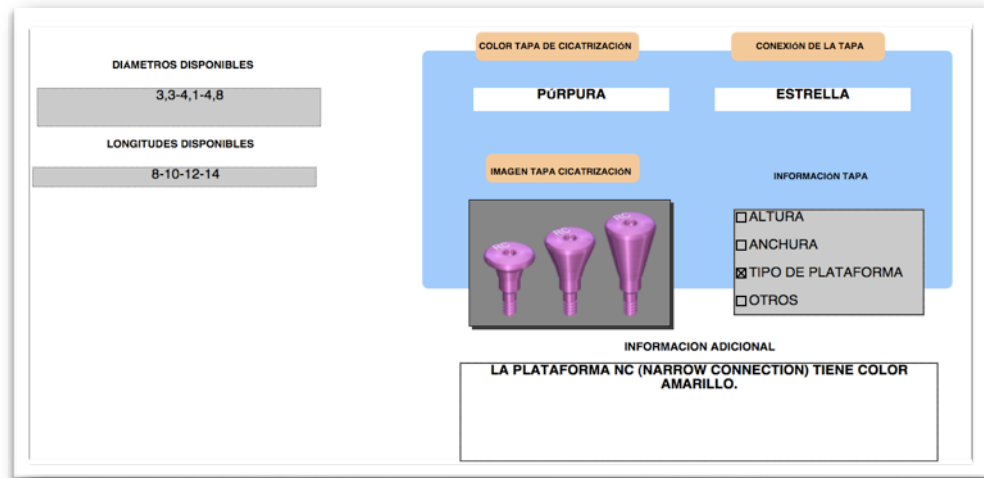


Figura 8. Presentación "Implantes". Pilares de cicatrización y dimensiones de implantes.

5.2 Análisis de la base de datos.

Estos resultados han sido analizados a fecha 5 de febrero de 2011. Cualquier dato añadido, eliminado o modificado después de esta fecha, solo podrá ser consultado en la base de datos. Por ello, podrían existir variaciones mínimas entre las tablas que mostramos a continuación y los datos presentes en el programa informático.

En el Anexo 1 mostramos el listado, ordenado alfabéticamente, de los fabricantes de implantes dentales analizados. Se muestran algunos fabricantes clásicos, que han pasado a formar parte otras empresas en la actualidad. En total, hemos estudiado 152 fabricantes de implantes dentales.

Nuestra base de datos contiene la información disponible sobre 742 modelos de implantes dentales. Hemos omitido el listado con los modelos de implantes y recomendamos verificarlos en el propio programa.

Presentamos asimismo una distribución por países de los fabricantes estudiados (tabla 1). Se ha dado el caso de que un fabricante comercialice los implantes bajo su nombre sólo en su país de origen y en otros países mediante distribuidores, a menudo bajo diferentes marcas y nombres. En este caso, en la base de datos constará la dirección del distribuidor en cuestión, pero se tomará a efectos de país de origen el del fabricante.

Hemos encontrado una relación entre la cantidad de fabricantes de implantes dentales de cada país y su nivel industrial. La mayor parte de los implantes son fabricados en los países más desarrollados. A partir de los datos analizados, se observa que el primer país en número de fabricantes de implantes y de diseños de implantes son los Estados Unidos de América. En número de fabricantes, los siguientes países son Alemania e Italia. En España hemos contabilizado 15 fabricantes de implantes dentales. También podemos destacar el aumento en el número de fabricantes en países como Brasil, con 6 y Corea del Sur, con 7 fabricantes.

PAÍS	NÚMERO DE FABRICANTES	NÚMERO DE MODELOS
ALEMANIA	26	61
ALEMANIA / ITALIA	1	4
ARGENTINA	2	11
BRASIL	6	46
CANADÁ	3	7
COREA DEL SUR	7	48
ESPAÑA	15	56
ESTADOS UNIDOS	30	147
ESTADOS UNIDOS /SUIZA	1	4
FRANCIA	8	51
ISRAEL	6	52
ITALIA	17	121
JAPÓN	3	10
PAISES BAJOS	2	7
POLONIA	1	2
REINO UNIDO	3	7
REPUBLICA CHECA	2	5
REPUBLICA SUDAFRICANA	1	13
SUECIA	6	23
SUIZA	8	47
TURQUIA	1	4
OTROS	4	14

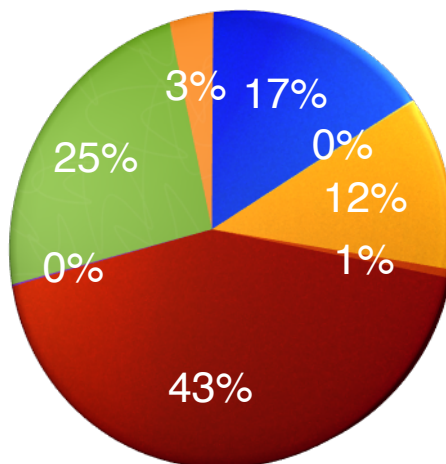
Tabla 1. Fabricantes de implantes y número de modelos de implantes según el país de origen.

En la tabla 2 mostramos el reparto de implantes según el tipo de cuello que presenten. En los implantes analizados, el cuello más frecuentemente encontrado es el de tipo recto, con 314 implantes. Los siguientes diseños son los de tipo troncocónico y acampanado. En la tabla podemos visualizar la cantidad de otros diseños menos frecuentes como el cuello troncocónico invertido o el cuello esférico. En la gráfica 2 mostramos la distribución en porcentaje de los tipos de cuellos estudiados.

TIPO DE CUELLO	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
ACAMPANADO	122
ANCHO	85
DOBLE ACAMPANADO	1
DOBLE TRONCOCÓNICO	4
ESFÉRICO	1
RECTO	314
TRONCOCÓNICO	184
TRONCOCÓNICO INVERTIDO	25

Tabla 2. Número de modelos de implantes según su tipo de cuello.

- ACAMPANADO
- ANCHO
- RECTO
- TRONCOCÓNICO
- DOBLE ACAMPANADO
- DOBLE TRONCOCÓNICO
- ESFÉRICO
- TRONCOCÓNICO INVERTIDO



Gráfica 2. Distribución de los tipos de cuello de los implantes, en porcentaje.

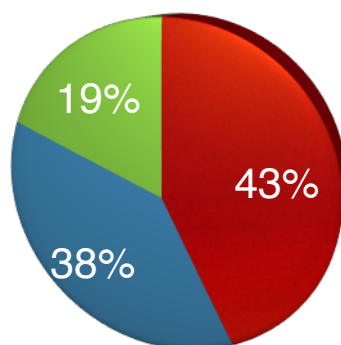
En la tabla 3 mostramos el tipo de conexión que presentan los implantes analizados, repartidos de forma similar en conexiones interna y externas. La distribución en porcentaje se muestra en la gráfica 3.

En la tabla 4 mostramos el desglose de los implantes detallando exactamente el tipo de conexión que presentan. Observamos que la conexión mas repetida es la de tipo hexágono interno, con más de 200 modelos, seguida a continuación por la conexión de hexágono externo, con 164 modelos.

TIPO DE CONEXIÓN	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
INTERNA	304
EXTERNA	274
NO ESPECIFICADO	134

Tabla 3. Número de modelos de implantes según su tipo de conexión.

● INTERNA ● EXTERNA ● NO ESPECIFICADO

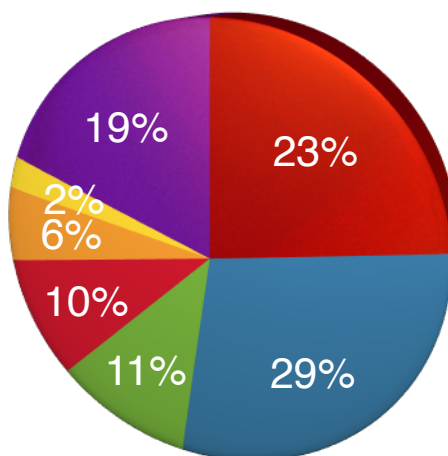


Gráfica 3. Distribución de los tipos de conexión, en porcentaje.

TIPO DE CONEXIÓN	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
HEXÁGONO EXTERNO	164
HEXÁGONO INTERNO	209
OCTÓGONO INTERNO	78
PILAR INCORPORADO	69
PILAR DE BOLA	41
TRILÓBULO INTERNO	17
OTRA CONEXIÓN	134

Tabla 4. Número de modelos de implantes según su tipo de conexión, en detalle.

- HEXÁGONO EXTERNO
- OCTÓGONO INTERNO
- PILAR DE BOLA
- OTRA CONEXIÓN
- HEXÁGONO INTERNO
- PILAR INCORPORADO
- TRILÓBULO INTERNO



Gráfica 4. Distribución de los tipos de conexión (detalle), en porcentaje.

En la tabla 5 mostramos el porcentaje de implantes con espiras coronales frente a los que carecen de ellas. Observamos que una amplia mayoría de implantes presentan espiras en el tercio más coronal de su anatomía.

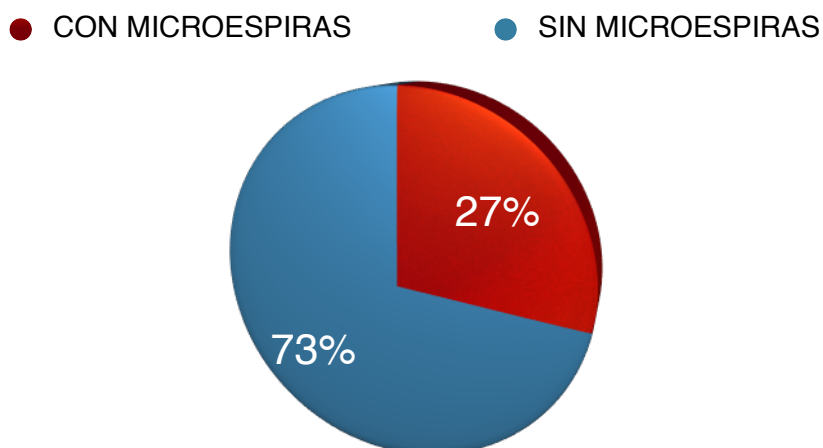
ESPIRAS CORONALES	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
CON ESPIRAS CORONALES	595
SIN ESPIRAS CORONALES	139

Tabla 5. Número de modelos de implantes según la presencia de espiras coronales.

Hemos analizado la cantidad de implantes que presentan microespiras. Como podemos observar en la tabla 6, los implantes que carecen de microespiras representan la gran mayoría de los diseños estudiados. A pesar de ello, es destacable la gran cantidad de diseños de implantes que incorporan estas características teniendo en cuenta que su incorporación es relativamente reciente en el tiempo. En la gráfica número 5 podemos observar la distribución en porcentajes.

MICROESPIRAS	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
CON MICROESPIRAS	196
SIN MICROESPIRAS	523

Tabla 6. Número de modelos de implantes según la presencia de microespiras.

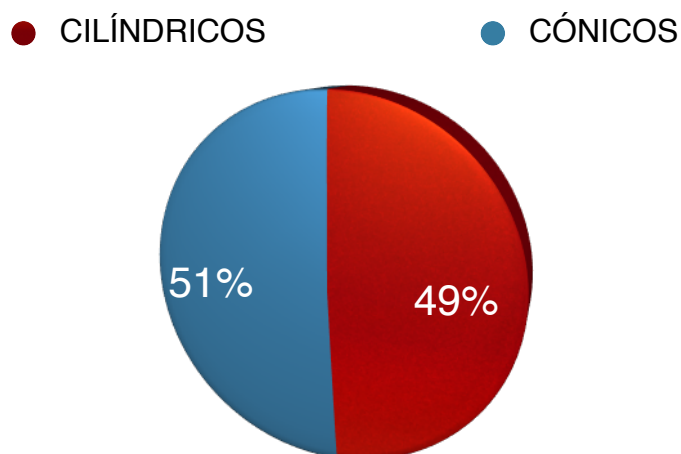


Gráfica 5. Presencia de microespiras, en porcentaje

En la tabla 7 y en la gráfica 6, mostramos la división de implantes entre cilíndricos y cónicos. Los implantes estudiados muestran una división casi perfecta entre estas dos formas.

FORMA DE IMPLANTE	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
CILÍNDRICOS	364
CÓNICOS	374

Tabla 7. Número de modelos de implantes según su forma.

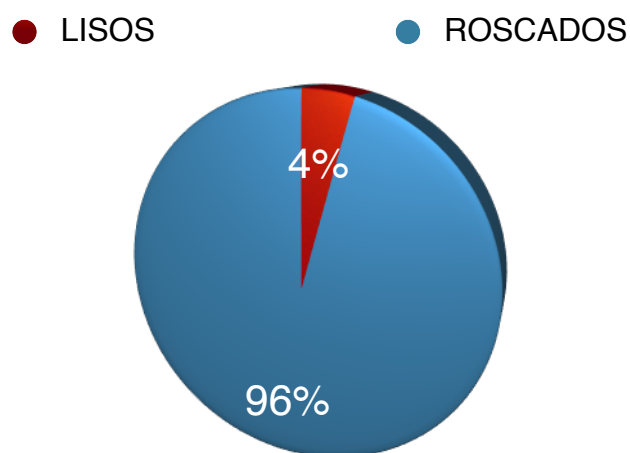


Gráfica 6. Distribución de los implantes según su morfología.

La gran mayoría de los implantes analizados son implantes roscados. Los modelos lisos, son, en general, diseños antiguos, aunque todavía existen modelos comercializados. En la tabla 8 y en la gráfica 7 podemos ver su distribución.

FORMA DE IMPLANTE	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
LISOS	31
ROSCADOS	707

Tabla 8 .Número de modelos de implantes según su forma.



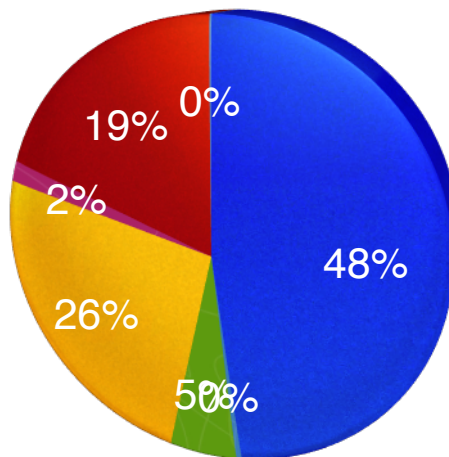
Gráfica 7. Distribución de implantes según la presencia de espiras.

En la tabla 9 mostramos la división de implantes según el tipo de titanio utilizado en su construcción. La mayoría de fabricantes no detallan en sus catálogos el titanio empleado en la construcción de sus productos. Por ello, el tipo más frecuente es el “titanio de grado desconocido”. El titanio de grado 4 es el más utilizado en los implantes cuya constitución conocemos, seguido por la aleación de titanio. En la gráfica 8 podemos conocer su distribución en porcentaje.

MATERIAL DEL IMPLANTE	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
TITANIO GRADO DESCONOCIDO	336
TITANIO GRADO 4	180
ALEACIÓN DE TITANIO	135
TITANIO GRADO 3	3
TITANIO GRADO 2	37
TITANIO GRADO 1	0
ZIRCONIO	11
ÓXIDO DE ALUMINIO	1

Tabla 9. Número de modelos de implantes según su material constitutivo.

- TITANIO GRADO DESCONOCIDO
- TITANIO GRADO 3
- TITANIO GRADO 2
- TITANIO GRADO 1
- TITANIO GRADO 4
- ZIRCONIO
- ALEACIÓN DE TITANIO
- ÓXIDO DE ALUMINIO



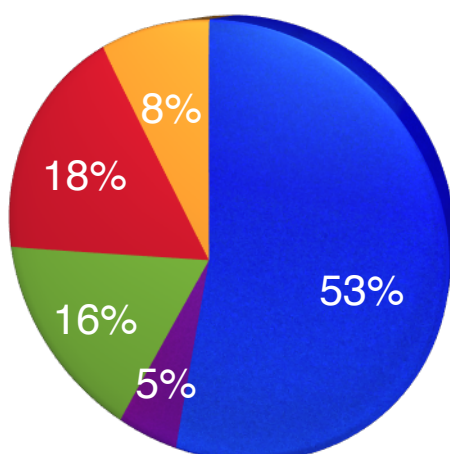
Gráfica 8. Distribución del tipo de material constitutivo del implante

En la tabla 10 mostramos la división de los implantes según la textura de su superficie. El grabado ácido con chorreado de arena es la técnica más empleada, seguida de los recubrimientos de hidroxiapatita. En la gráfica 9 mostramos su distribución en porcentaje.

SUPERFICIE DEL IMPLANTE	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
GRABADO ÁCIDO Y CHORREADO DE ARENA	238
SLA	22
RBM	74
HIDROXIAPATITA	81
TPS	35

Tabla 10. Número de modelos de implantes según la superficie del implante. SLA ("Sand blasted, large grit, acid etched"); RBM ("Resorbable blast media"); TPS ("Titanium plasma spray").

- GRABADO ÁCIDO Y CHORREADO DE ARENA
- SLA
- RBM
- HIDROXIAPATITA
- TPS

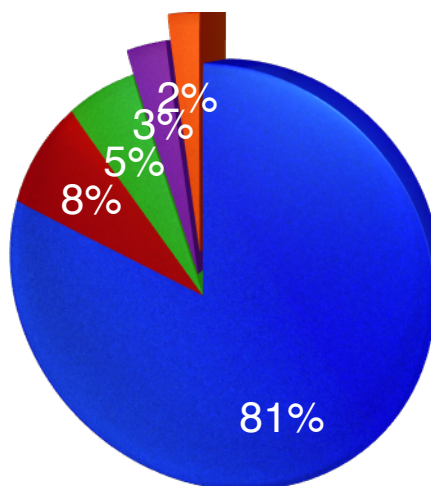


Gráfica 9. Distribución de las superficies de los implantes.

Hemos estudiado la forma de las espiras, siendo la mas frecuente el tipo de espira en v, con más de quinientos modelos de implantes. El resto de espiras obtiene frecuencias mucho menores, destacando entre todas ellas la espira cuadrada. En la tabla 11 y en la gráfica 10 mostramos los tipos de espiras presentes en nuestra base de datos.

TIPO DE ESPIRAS	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
ESPIRAS EN V	581
ESPIRAS CUADRADAS	61
ESPIRAS EN ARBOTANTE	39
ESPIRAS INVERTIDAS	21
OTRAS	16

Tabla 11. Número de modelos de implantes según la forma de su espira.



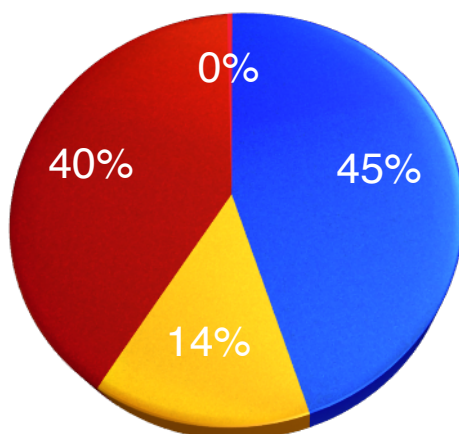
Gráfica 10. Distribución de los tipos de espiras

El tipo de ápice más encontrado ha sido el ápice plano, con una ligera ventaja sobre el ápice redondeado. En la tabla 12 y en la gráfica 11 mostramos los implantes en función de la forma de su ápice.

FORMA DEL ÁPICE	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
ÁPICE PLANO	332
ÁPICE EN V	104
ÁPICE REDONDEADO	298
OTRO	3

Tabla 12. Número de modelos de implantes según la forma de su ápice.

● ÁPICE PLANO ● ÁPICE EN V ● ÁPICE REDONDEADO
● OTRO

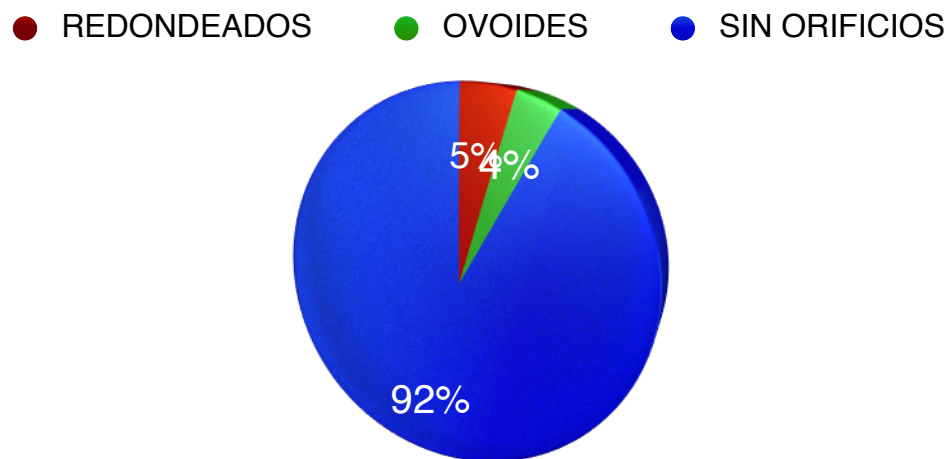


Gráfica 11. Número de modelos de implantes según la forma de su ápice.

La gran mayoría de los implantes carecen de orificios apicales. La distribución de orificios redondeados u ovoideos es muy similar entre aquellos implantes que presentan esta característica apical. En la tabla 13 mostramos la cantidad de implantes que presentan orificios apicales y en la gráfica 12 su distribución en porcentaje.

PRESENCIA DE ORIFICIOS	NÚMERO DE MODELOS DE IMPLANTES
ORIFICIOS REDONDEADOS	34
ORIFICIOS OVOIDES	27
SIN ORIFICIOS	675

Tabla 13. Número de modelos de implantes según la presencia de orificios.



Gráfica 12. Número de modelos de implantes según la presencia de orificios.

A modo de ejemplo, hemos analizado el número de implantes que resultan similares, a efectos de identificación, con algunos implantes ampliamente comercializados a nivel mundial. Detallamos a continuación el nombre del implante, sus características principales y el número de implantes que nuestra base de datos muestra como coincidentes en dichas características. Estos datos pueden ofrecernos una aproximación sobre la influencia en el diseño de otros modelos de implantes, por parte de los modelos originales.

- Implantes tipo Straumann Tissue Level. Presenta cuello acampanado, cuerpo cilíndrico, espira en v, sin estrías y con ápice redondeado: coincide con 33 modelos.
- Implante tipo Branemark. Presenta cuello ancho, hexágono externo, cuerpo cilíndrico, espira en v, con estrías en tercio medio y apical y ápice plano: coincide con 25 modelos.
- Implante tipo Astra. Presenta cuello recto, con microespiras, cuerpo cilíndrico, espiras en v y ápice plano: coincide con 15 modelos.
- Implante tipo Nobel Active. Presenta cuello recto, con microespiras, cuerpo cónico, espiras mayores hacia apical, con ápice plano: coincide con 9 modelos.
- Implante tipo Nobel Replace Tapered. Presenta cuello recto, con microespiras, cuerpo cónico, espira en v poco profunda y con ápice redondeado: coincide con 54 modelos.

5.3 Análisis del estudio piloto

Hemos realizado el test inicial y final a 10 alumnos y del Máster de Medicina Oral, Cirugía Oral e Implantología. A cada uno de estos individuos se le ha mostrado un total de 30 radiografías de implantes dentales.

En la tabla 14 podemos observar la estadística descriptiva de nuestro test. Así, tenemos una media de aciertos iniciales de $2,9 \pm 1,59$ (rango 1-6) frente a una media de $18,10 \pm 4,74$ (rango 12-27) aciertos en el test final. La mediana del test inicial se sitúa en 2,5 aciertos. En el caso del test final la mediana se coloca en 18,5 implantes identificados. Haciendo un análisis en percentiles, en el percentil 25 se sitúa una identificación de 1,75 implantes en el test inicial mientras que en test final, esta cifra corresponde a 13,5 implantes identificados. En el percentil 75, se observa una variación desde 4 implantes en el test inicial frente a 21,25 implantes en el test final.

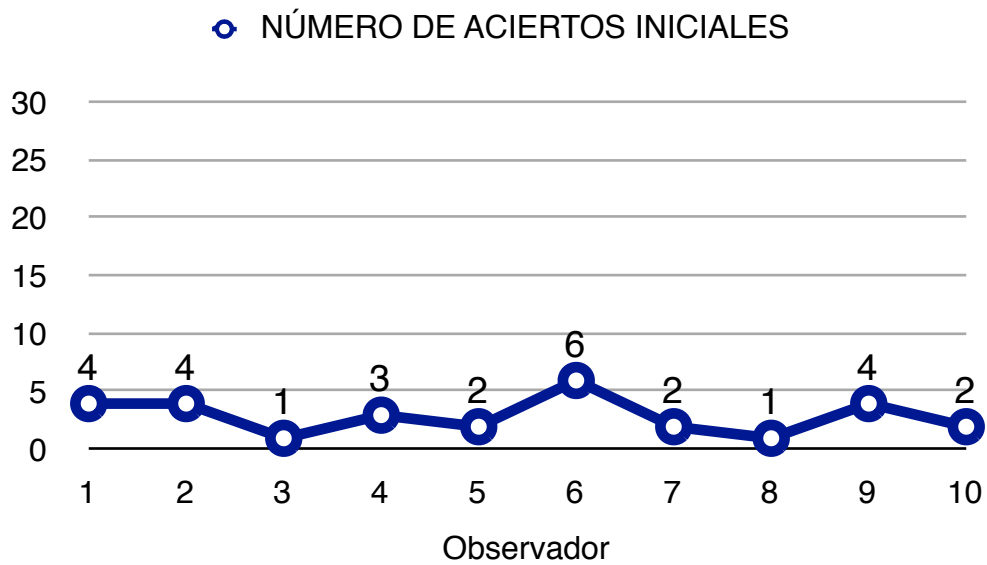
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentiles		
						25	50 (Mediana)	75
ACIERTOS INICIALES	10	2,90	1,595	1	6	1,75	2,50	4,00
ACIERTOS FINALES	10	18,10	4,748	12	27	13,50	18,50	21,25

Tabla 14. Datos estadísticos descriptivos del test inicial y final

Los resultados del test inicial de los alumnos muestran un total de 29 identificaciones positivas de un total de 300 casos. Esto nos da un porcentaje de acierto de un 9,66%. En la tabla 15 podemos visualizar en detalle el número de aciertos y el porcentaje de cada uno de los observadores.

OBSERVADOR	NÚMERO DE ACIERTOS	ACIERTOS EN PRIMERA OPCIÓN	ACIERTOS DUDOSOS	% ACIERTOS
1	4	4	0	13,3
2	4	4	0	13,3
3	1	1	0	3
4	3	3	0	10
5	2	2	0	6
6	6	6	0	20
7	2	2	0	6
8	1	1	0	3
9	4	4	0	13,3
10	2	2	0	6

Tabla 15. Resultados del test inicial



Gráfica 13. Resultados del test inicial.

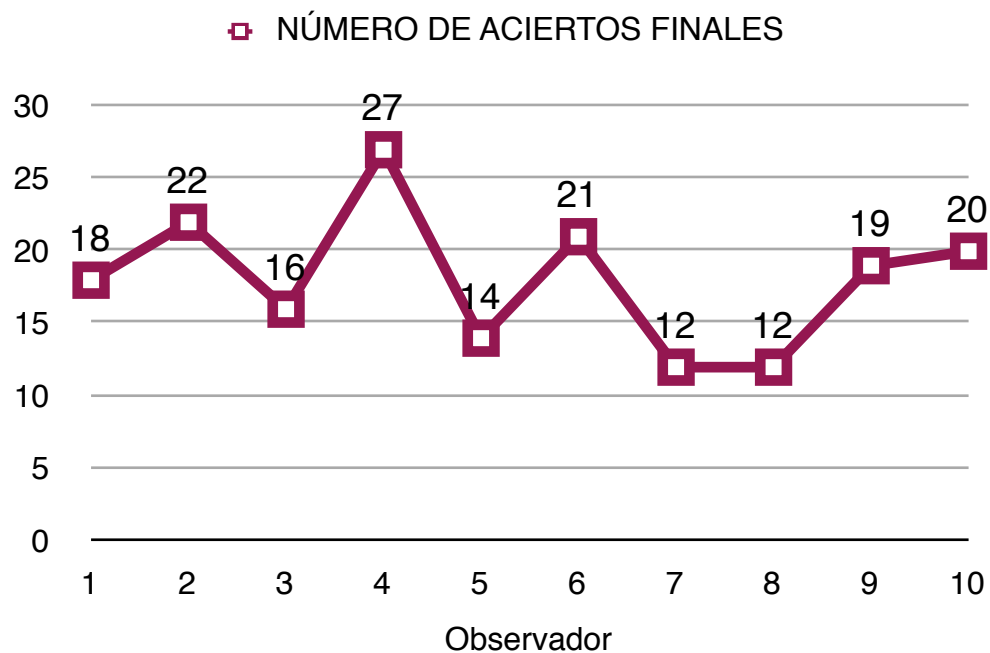
En el test final, utilizando nuestra base de datos, se han logrado identificar un total de 181 implantes, sobre un total de 300 casos. La mayoría de los aciertos se han logrado identificando al implante como primera opción. Los aciertos en segunda opción representan menos de un 5% de los aciertos totales.

El porcentaje de acierto obtenido se sitúa en un 60,3%, existiendo un rango de acierto entre un 40 y un 90%.

En la tabla 16 mostramos en detalle el número de aciertos, diferenciando la primera y segunda opción y el porcentaje de acierto en la identificación en este test final. En la gráfica 14, mostramos el porcentaje de acierto de cada individuo.

OBSERVADOR	NÚMERO DE ACIERTOS	ACIERTOS EN PRIMERA OPCIÓN	ACIERTOS DUDOSOS	% ACIERTOS
1	18	17	1	60
2	22	21	1	73,3
3	16	11	5	53,3
4	27	26	1	90
5	14	11	3	46,6
6	21	21	0	70
7	12	11	1	40
8	12	10	2	40
9	19	18	1	63,3
10	20	20	0	66,6

Tabla 16. Resultados del test final.



Gráfica 14. Resultados del test final.

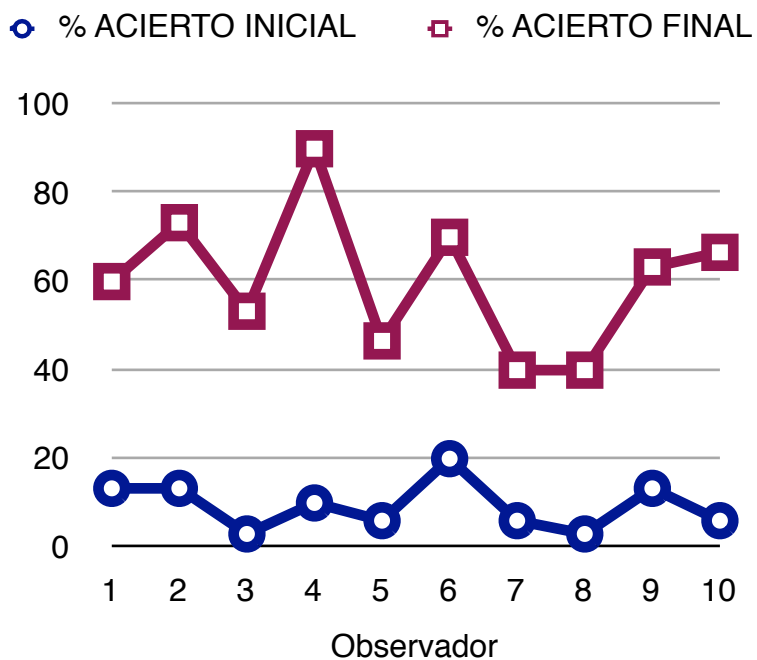
Haciendo una estadística de contraste entre datos iniciales y finales mediante la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, obtenemos una significancia bilateral con $p < 0,005$ (tabla 17). En la tabla 18 mostramos la evolución de los resultados, agrupando los datos iniciales y los finales. Como media, cada observador ha identificado 15,2 implantes más que en el test inicial, representando un 50,66% de incremento en los aciertos.

	ACIERTOS. FINAL - ACIERTOS INIC
Z	-2,812(a)
Sig. asintót. (bilateral)	0,005

Tabla 17. Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

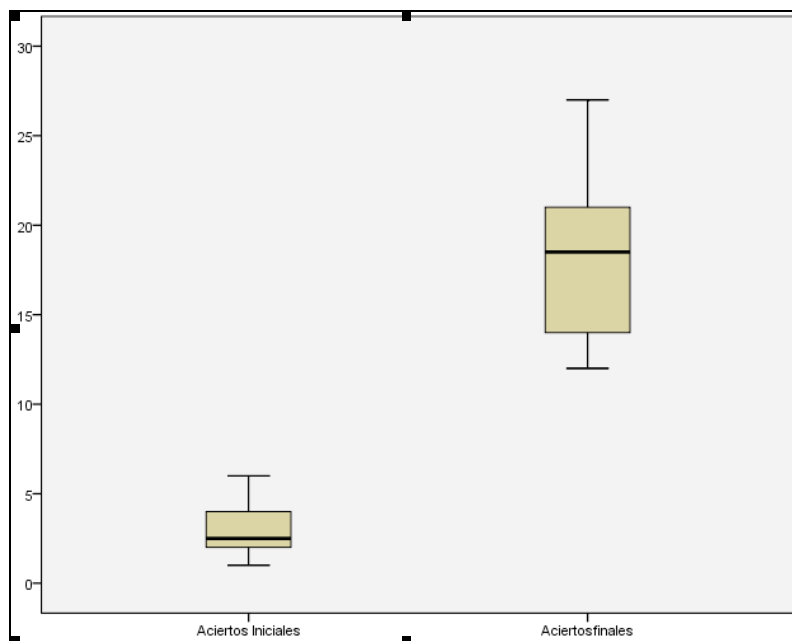
OBSERVADOR	NÚMERO DE ACIERTOS INICIALES	NÚMERO DE ACIERTOS FINALES	VARÍACIÓN NÚMÉRICA	VARIACIÓN EN PORCENTAJE
1	4	18	14	46,60%
2	4	22	18	60%
3	1	16	15	50%
4	3	27	24	80%
5	2	14	12	40%
6	6	21	15	50%
7	2	12	10	33,40%
8	1	12	11	36,60%
9	4	19	15	50%
10	2	20	18	60%

Tabla 18. Resultados del test final.

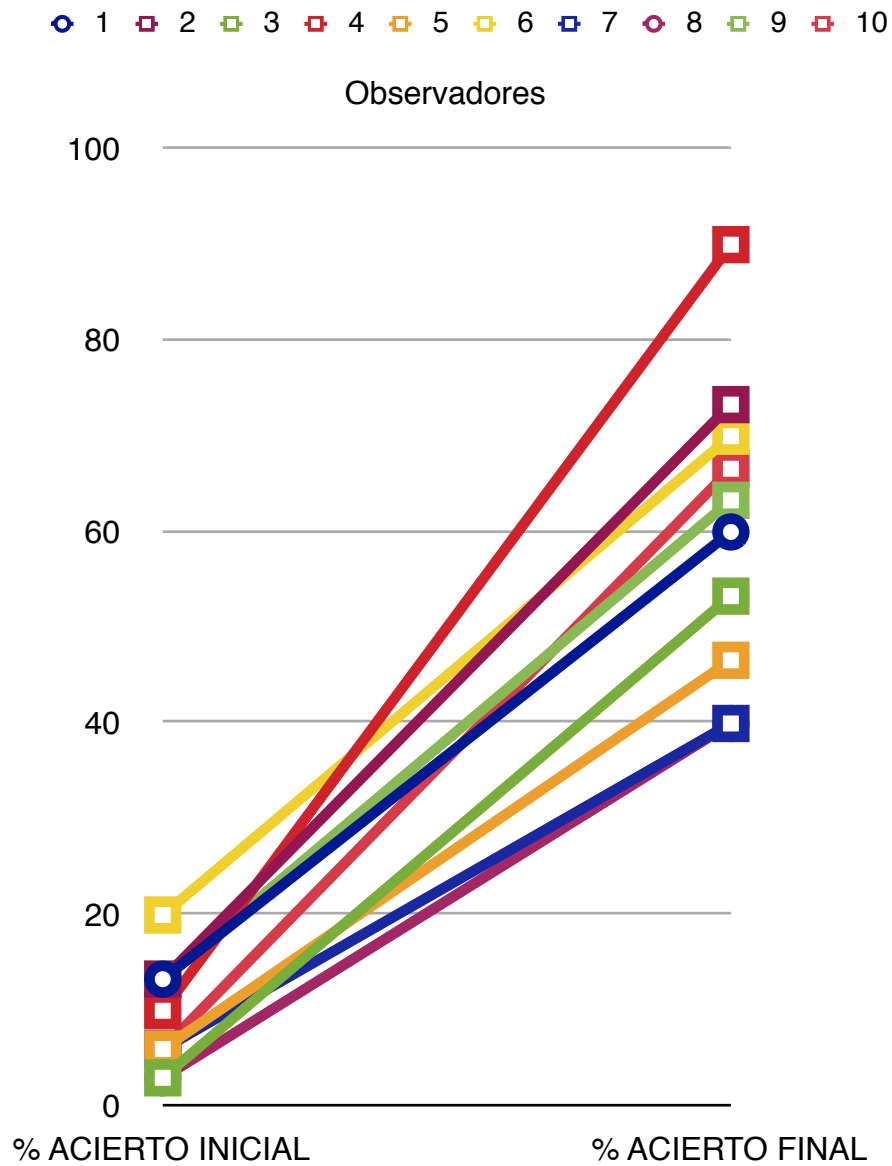


Gráfica 15. Comparativa de porcentaje de aciertos iniciales y finales.

En la gráfica 15 comparamos el porcentaje de acierto inicial y final. En la gráfica 16 mostramos la distribución de aciertos iniciales y finales en un diagrama de cajas. En la gráfica 17 (página siguiente) podemos observar la evolución de cada uno de los observadores.



Gráfica 16. Distribución de aciertos iniciales y finales



Gráfica 17. Comparativa de resultados por observador

En la tabla 19 mostramos la estadística descriptiva para el grupo de alumnos de primer y segundo curso. Para estos observadores, la media de aciertos fue de $1,83 \pm 0,75$ (rango 1-3) en el test inicial, mientras que se situó en un $16,83 \pm 5,81$ (rango 12-27) en el test final. La mediana se calculó en 2 implantes acertados en el test inicial y en 15 en el test final.

Valorando el percentil 75, se obtiene un valor de 2,25 en el test inicial mientras que en test final el valor alcanza un 21,75.

Realizando la prueba de rango con el signo de Wilcoxon, se obtiene una diferencia significativa desde el punto de vista estadístico entre los valores finales y los iniciales ($p < 0.028$).

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentiles		
						25	50 (Mediana)	75
ACIERTOS INICIALES	6	1,83	0,753	1	3	1,00	2,00	2,25
ACIERTOS. FINALES	6	16,83	5,811	12	27	12,00	15,00	21,75

	ACIERTOS. FINAL – ACIERTOS INIC
Z	-2,201(a)
Sig. asintót. (bilateral)	0,028

Tabla 19. Datos estadísticos de alumnos primer y segundo curso.

La estadística descriptiva para los alumnos de tercer curso es la siguiente (tabla 20). La media de aciertos iniciales se ha situado en $4,5 \pm 1$ (rango 4-6), mientras que la media del test final fue de $20 \pm 1,82$ (rango 18-22) implantes acertados. La mediana del test inicial fue de 4 mientras que el test final se situó en 20 implantes. Analizando el percentil 25, el número de implantes identificados fue de 4 en el test inicial y de 18,25 en el test final. El percentil 75 muestra un valor de 5,5 en el primer test y de 21,75 en el segundo test. Comparando mediante la prueba de los rangos con el signo de Wilcoxon los resultados iniciales y finales, no se obtiene un resultado significativo desde el punto de vista estadístico ($p < 0,06$).

Resultados

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentiles		
						25	50 (Mediana)	75
ACIERTOS INIC	4	4,50	1,000	4	6	4,00	4,00	5,50
ACIERTOS. FINAL	4	20,00	1,826	18	22	18,25	20,00	21,75

	ACIERTOS. FINAL - ACIERTOS.INIC
Z	-1,841(a)
Sig. asintót. (bilateral)	0,066

Tabla 20. Datos estadísticos alumnos de tercer curso.

En la tabla 21 mostramos los resultados, diferenciando a los alumnos de tercer curso del Máster frente a los alumnos de primer y segundo curso. Podemos comprobar que la media de aciertos iniciales varía entre los 4,5 aciertos en el caso de los alumnos con más experiencia frente a los 1,8 aciertos en el resto de los alumnos. La media de aciertos utilizando la base de datos también es diferente, siendo de 20 en el caso de los alumnos de tercer curso frente a los 16,8 de media de los alumnos de primer y segundo curso. Estas variaciones mostradas en porcentajes, arrojan una mejora de un 51,6% para los alumnos de tercer curso y de un 50% para los alumnos de primer y segundo curso.

OBSERVADOR	MEDIA DE ACIERTOS INICIALES	MEDIA DE ACIERTOS FINALES	VARÍACIÓN MEDIA NÚMERO ACIERTOS	VARIACIÓN MEDIA EN PORCENTAJE
ALUMNOS 3°	4,5	20	15,5	51,60%
ALUMNOS 1° Y 2°	1,83	16,8	15	50%

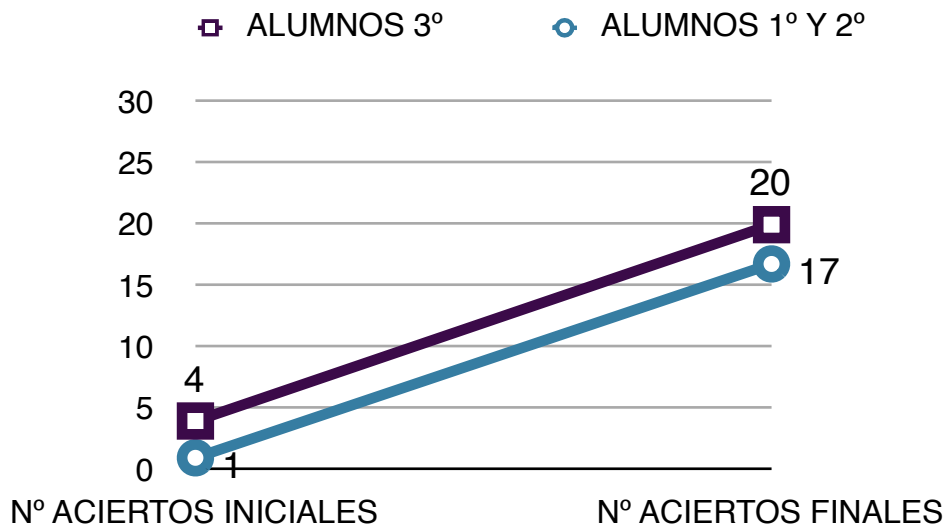
Tabla 21. Resultados según la experiencia de los observadores

En la tabla 22 mostramos la variación en los aciertos iniciales y finales, expresados en porcentaje. Se puede observar que el porcentaje de acierto inicial y final es mayor en los alumnos con mayor nivel de experiencia.

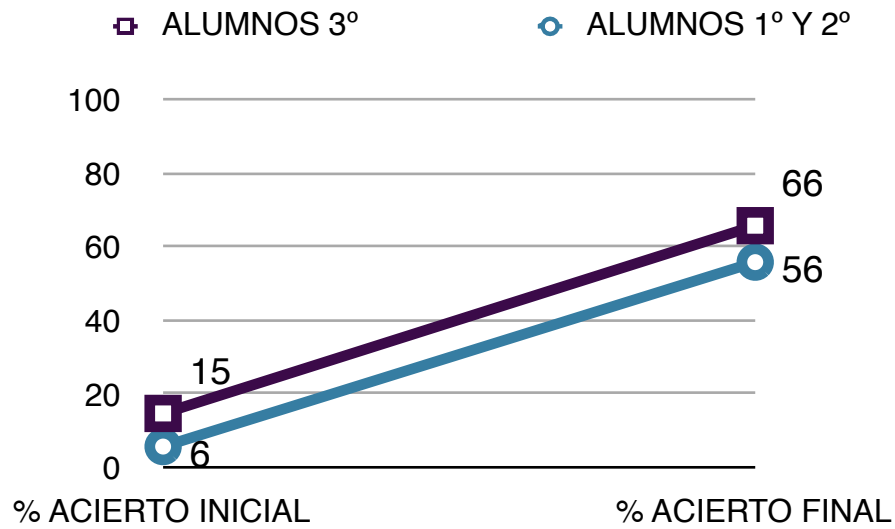
OBSERVADOR	% ACIERTO INICIAL	% ACIERTO FINAL
ALUMNOS 3°	15%	66%
ALUMNOS 1° Y 2°	6,10%	56,10%

Tabla 22. Resultados según la experiencia de los observadores en porcentajes.

En las gráficas 18 y 19 podemos observar la evolución de aciertos iniciales y finales, agrupando a los observadores según su nivel de experiencia. En la gráfica 18 se muestran los datos expresados en número de aciertos y en la gráfica 19 en porcentaje de aciertos.



Gráfica 18. Evolución del número de aciertos según la experiencia del observador



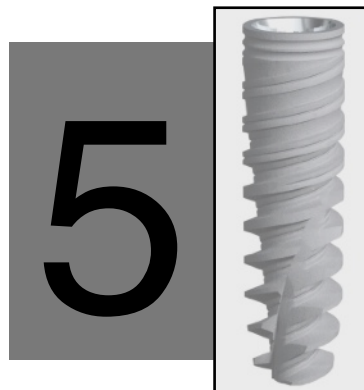
Gráfica 19. Evolución del porcentaje de aciertos según la experiencia del observador.

5



DISCUSIÓN





DISCUSIÓN

La implantología dental es una de las ramas odontológicas con mayor crecimiento en los últimos años. El uso de implantes dentales para reemplazar la forma y la función de los dientes naturales se ha convertido en una opción de tratamiento habitual, capaz de mejorar notablemente la calidad de vida de los pacientes.

La identificación de implantes dentales es el método por el cual un implante desconocido portado por un paciente, es estudiado, clasificado y nominado. Esta identificación de implantes se vuelve más complicada como consecuencia del crecimiento exponencial de diseños y fabricantes de implantes experimentado en los últimos años.

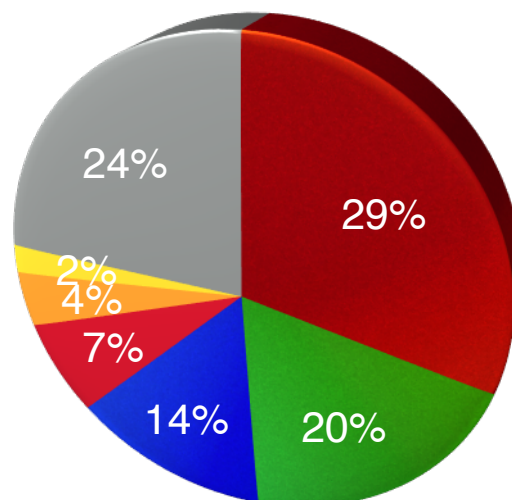
Severin afirmó que los dentistas necesitan estar familiarizados con los diseños de implantes dentales y con los principios de la radiografía dental antes de poder aplicar las radiografías como elementos de ayuda en la identificación de implantes dentales⁽¹⁰⁾.

La odontología se ha beneficiado en gran medida de este elevado desarrollo realizado por los fabricantes de implantes. La consecuencia

negativa de este desarrollo radica en la dificultad que tienen los odontólogos generales en mantenerse actualizados ante tal avalancha de nuevos modelos y diseños de implantes dentales^(1, 7).

Según Merrill Lynch, el número de fabricantes se ha duplicado durante el periodo 2003-2007, pasando de 70 fabricantes a 135^(3, 4). Además, según sus previsiones, dado el elevado crecimiento de las ventas, el número de fabricantes seguirá aumentando en los próximos años. Durante el periodo 2003-2006, las tasas de crecimiento del sector implantológico mundial se situaban en un 17-19% anual. En el año 2008, el mercado europeo tenía una previsión de crecimiento de un 14-16%, América del Norte una previsión de un 20-25% y los mercados asiáticos alrededor de un 25-30%.

● NOBEL BIOCARE ● STRAUMANN ● BIOMET 3I ● ZIMMER
● FRIADENT ● LIFECORE ● OTROS



Gráfica 20. Distribución del mercado mundial de implantes dentales. Fuente: Merrill Lynch.

A pesar de la existencia de más de un centenar de fabricantes de implantes, el mercado aparece claramente dominado por cuatro grandes empresas, a tenor de los informes publicados por Merrill Lynch (gráfica 20). Estos cuatro grandes fabricantes suman casi el 70% del mercado ^(3, 4). Es necesario tener en cuenta esta distribución a la hora de realizar identificaciones de implantes dentales.

Según datos del departamento de mercadotecnia de Klockner (Klockner, Barcelona España), en su revista de diciembre de 2005, durante el periodo 1999-2005, la colocación de implantes en España aumentaba en tasas de un 15% interanual, con picos de aumentos de hasta un 25% en el año 2003. Las cifras de colocación de implantes eran de por si elevadas. Nobel Biocare, destaca al mercado español como uno de los más importantes del mundo, capaz de influir de manera notable en sus cuentas globales de resultados.

Por otro lado, la movilidad de la población y la pérdida de la fidelidad tradicional al dentista provoca un continuo trasvase de pacientes entre consultas. Todo ello conlleva que cada vez sea más frecuente el encontrarnos en la clínica con pacientes portadores de implantes dentales desconocidos y que necesitan algún tipo de tratamiento: iniciar la rehabilitación protética, sustituirla, repararla, etc.

A la vista de estos datos, la problemática de la identificación de implantes dentales solo puede dificultarse con el tiempo.

6.1. Consideraciones sobre el estudio piloto

Hemos realizado un estudio práctico para conocer la utilidad de nuestra base de datos. En primer lugar, hemos realizado un test inicial para valorar el nivel de experiencia del observador y disponer de un punto de partida con el cual calibrar la utilidad de nuestra base de datos.

En el primer test, el número de implantes identificados fue de 29 implantes sobre un total de 300 casos. La media de implantes por observador fue de 2,9 casos acertados. Expresado en porcentaje, el acierto medio fue de un 9,6%. Este bajo nivel de acierto inicial es una muestra de la dificultad inherente a la identificación de implantes dentales mediante sus imágenes radiográficas.

En el test final, usando la base de datos, observamos un notable incremento en el número y porcentaje de implantes identificados. Se observa un incremento medio de 15 implantes por observador; expresado en porcentajes, el incremento se sitúa en un 50,6%. Analizando los resultados, observamos que la mayoría de las identificaciones se han realizado como primera opción, mientras que las identificaciones como segunda opción son minoritarias. Podemos afirmar que los observadores han infrautilizado la posibilidad de identificación de implantes a través de esta segunda opción. En nuestra opinión, y tras analizar los implantes fracasados, el nombrar uno o dos implantes dudosos, habría aumentado de forma significativa el porcentaje de identificación de implantes.

Uno de los requisitos de la identificación radiográfica de implantes dentales es la experiencia clínica en la utilización de implantes y el

conocimiento progresivo de diversos sistemas. En nuestro trabajo, hemos dividido los datos recogidos en dos grupos, uno formado por los alumnos de tercer curso (con mayor nivel de experiencia clínica y, posiblemente, mayor bagaje de cursos y congresos) y otro formado por los alumnos de primer y segundo curso. Hemos podido comprobar que la media de aciertos iniciales varía entre los 4,5 aciertos en el caso de los alumnos con más experiencia frente a los 1,8 aciertos en el resto de los alumnos. La media de aciertos utilizando la base de datos también es diferente, siendo de 20 en el caso de los alumnos de tercer curso frente a los 16,8 de media de los alumnos de primer y segundo curso. Además, dentro de este grupo de alumnos se han encontrado diferencias notables en la capacidad de identificación de implantes. Los alumnos con más experiencia han mejorado su identificación un 51,6%, mientras que el grupo de alumnos de cursos previos han mostrado un 50% de aumento.

Así, el porcentaje total de identificación fue de un 66% en el caso de los alumnos más experimentados frente a un 56,1% en los alumnos del segundo grupo. Por ello, coincidimos con la bibliografía publicada en que el nivel de experiencia influye en la posibilidad de realizar una identificación radiográfica de implantes satisfactoria. En nuestro caso, el uso de la base de datos ha aportado un 50% más de posibilidades de identificación tanto a los alumnos más experimentados como a los que poseen menos experiencia, pero el punto de partida de cada uno de estos grupos era, y se ha mantenido diferente a lo largo de la realización del test.

Asimismo, debido a los implantes seleccionados, parece existir un nivel tope en su identificación. Existe un número de implantes en el test que se pueden considerar implantes clónicos de otros diseños originales, o bien implantes originales que han sido ampliamente clonados. Por ello, su identificación exacta requeriría de imágenes radiográficas más detalladas o de imágenes clínicas que permitiesen el uso de otros elementos de ayuda como los pilares de cicatrización, el color de plataforma o la conexión protética, entre otros. Analizando los errores en los test de identificación, podemos observar que algunos de ellos se deben a una identificación de un implante clónico cuando la imagen correspondía al implante original.

También podríamos resaltar la importancia de la experiencia clínica o la experiencia en la identificación de implantes. Los niveles de identificación de implantes y de mejora en la identificación de implantes se pueden considerar adecuados, aún más teniendo en cuenta que constituye, para todos los individuos, la primera toma de contacto con nuestra base de datos. Podemos conjeturar que estos niveles de identificación de implantes podrían ser mejorados a medida que los usuarios se familiarizasen con la base de datos y sus particularidades.

Relacionando estas ideas previas, es decir, la problemática de los implantes clónicos y la necesidad de experiencia del observador podemos explicar ciertos errores en los test de identificación. En algunos casos, se ha fallado al identificar como clónico la imagen radiográfica de un implante original. Según las estimaciones de Merrill Lynch, para el año 2006, el 70% del mercado mundial de implantes dentales está dominado por cuatro

grandes marcas (Nobel Biocare, Straumann, Biomet-3i y Zimmer). Por tanto, una estrategia de búsqueda más acertada para implantes clónicos, pasaría, en primer lugar, por considerarlo como original, simplemente por pura probabilidad estadística. Solo después de descartar que el implante sea original, pasaríamos a considerar los implantes clónicos. Creemos que con una estrategia como esta, el porcentaje de acierto habría sido mayor en nuestro test. Sin embargo, tenemos que valorar que no todos los dentistas pueden estar familiarizados con los datos de distribución mundial de los implantes ni tienen un grado de conocimiento extenso de todos los diseños de implantes para poder discernir, de entre dos implantes iguales, cual ha sido el original y cual ha sido copiado con posterioridad.

Durante la realización del test, nos hemos encontrado con diversos aspectos susceptibles de mejora.

En primer lugar, nuestras clasificaciones sobre el tipo de cuello han resultado ciertamente confusas y difíciles de aplicar en la búsqueda con la base de datos. Ciertamente, los usuarios han encontrado mucho más sencillo orientar su búsqueda a partir de las características apicales del implante que a partir de las características coronales. Nuestra clasificación ha buscado adaptarse a la gran cantidad de diseños de cuello existentes en los implantes, pero quizá necesitemos simplificar las definiciones de cada tipo de cuello para mejorar los resultados de búsqueda.

Otro aspecto susceptible de mejora es el motor de búsqueda que utilizamos. El programa Filemaker no permite una búsqueda por aproximación, aspecto que sería de utilidad en nuestro caso y que, en nuestra opinión, podría mejorar el porcentaje de identificación de implantes.

Pongamos como ejemplo la siguiente situación: estamos realizando la búsqueda de un implante y creemos conocer cinco de sus características. Tecleamos sus parámetros en la base de datos y la respuesta es que ningún implante presenta dichas características. La explicación a dicha situación se debe a que, a modo de ejemplo, cuatro de esas características eran correctas, pero una de ellas no lo era. Como resultado, la base de datos descarta las posibles opciones válidas. Si el motor de búsqueda pudiese buscar por aproximación, nos mostraría en primer lugar, que ninguno de los implantes presenta esas cinco características, pero también nos mostraría aquellos que presentasen tres o cuatro características de las marcadas. Es probable que el implante que buscamos se encontrase entre aquellos mostrados como aproximados por la base de datos.

Este tipo de búsqueda por aproximación es muy frecuente en los menús de ayuda de los sistemas operativos de ordenador, en los que al teclear una palabra, muestran las posibles respuestas en orden decreciente de afinidad.

Volviendo a nuestro campo, creemos que este tipo de motor de búsqueda podría ser de gran utilidad puesto que no perderíamos el implante que estamos buscando debido a que una de las características que marcamos sea incorrecta. Con la base de datos actual, los propios alumnos

han refinado durante el test los mecanismos de búsqueda. Inicialmente, las búsquedas se hacían con muchos parámetros, con lo que la posibilidad de equivocarse era mayor y lógicamente, la base de datos no mostraba ningún resultado. Ante esta situación, los observadores redujeron el número de parámetros de búsqueda a los estrictamente conocidos para evitar estos errores y, con ello, los resultados mejoraron.

6.2. Limitaciones del trabajo

La realización de esta tesis se ha encontrado con diversas dificultades. En primer lugar, existe una bibliografía muy limitada que trate sobre la identificación radiográfica de implantes dentales.

Salvo los trabajos de Sahiwal y cols., apenas existe ninguna otra publicación relevante. Sahiwal y cols. con su serie de artículos establecieron el protocolo de trabajo adecuado para realizar los procedimientos de identificación radiográfica de implantes^(1, 5, 6). Es un protocolo laborioso tanto en tiempo como en logística. Realizaron una petición de implantes a 50 fabricantes, de los cuales tan sólo 21 accedieron a enviar muestras de implantes con los que realizar el estudio. Finalmente analizaron 44 modelos procedentes de 21 fabricantes. Dichos implantes son fundamentalmente fabricados en los Estados Unidos de América: de los 21 fabricantes, hay 3 europeos, 2 canadienses y 16 estadounidenses. En general, dicho estudio versa sobre implantes antiguos, algunos de ellos ya descatalogados. Muchos de estos fabricantes han tenido una distribución europea escasa cuando no inexistente, al menos en el periodo en cual dicho implante se

comercializaba. Todos estos factores implican que la utilidad real de dicha base de datos, al menos a nivel español, sea escasa. Todo ello sin menoscabo del excelente protocolo efectuado por Sahiwal y cols.

En el momento de iniciar nuestra base de datos no teníamos conocimiento de la existencia de ninguna otra similar. Posteriormente, en la Universidad de Manchester (Reino Unido de Gran Bretaña), se realizó un programa informático que recopilaba información sobre sistemas de implantes dentales⁽²⁾. La búsqueda fundamental de este programa se realizó entre el año 2002 y el año 2003. En este caso, se incorporaban a dicha base de datos la gran cantidad de implantes dentales aparecidos en el mercado y que no se encontraban en el trabajo de Sahiwal y cols. Lamentablemente este programa se encontraba descatalogado ya en el año 2007.

Nuzzolese y cols. realizaron un estudio con un protocolo muy similar al efectuado por Sahiwal y cols.; en este caso, se limitaron a analizar los modelos de implantes de 10 fabricantes italianos de implantes⁽⁷⁾.

En nuestro caso, nuestros objetivos pasaban por realizar una base de datos, lo más amplia posible, que abarcase la mayor cantidad de implantes dentales, actuales y pasados, y que hubiesen sido comercializados en cualquier parte del mundo.

De los 3 trabajos publicados en la literatura, 2 de ellos han realizado un análisis radiográfico “in situ” de los implantes dentales. Para ello se requiere de la colaboración de los fabricantes para lograr el cumplimiento de los objetivos marcados. Si estos objetivos dependiesen por completo de la colaboración de múltiples fabricantes, en nuestra opinión, y tal como

detallamos a continuación, la finalización del proyecto se podría haber visto comprometida. El trabajo de Michelinakis y cols., por el contrario, se basaba en la identificación mediante imágenes radiográficas y morfológicas, y por tanto, podría alcanzar un mayor número de diseños de implantes dentales, a costa de perder calidad y cantidad de información.

Valorados todos estos factores, hemos decidido sacrificar parte de la información que se habría obtenido de un estudio radiográfico “in situ” de los implantes, por obtener la información imprescindible para la identificación, pero de un volumen mucho mayor de diseños de implantes.

Por tanto, el estudio radiográfico se ha limitado a los modelos de implantes utilizados normalmente en el Máster de Medicina Oral, Cirugía Oral e Implantología de la Universidad de Santiago de Compostela. Para ampliar el estudio con el resto de marcas de implantes hemos acudido a diversos fabricantes, que han mostrado una colaboración muy limitada. Algunos se han ofrecido a facilitar imágenes radiográficas de implantes insertados en pacientes mientras que muchos otros han declinado su colaboración. Como detallamos en nuestra metodología, realizamos un requerimiento a 112 fabricantes de implantes dentales. Explicamos el tipo de estudio que estábamos realizando y pedimos información morfológica y radiográfica de sus modelos de implantes dentales. La gran mayoría de fabricantes ignoraron nuestras peticiones. De un total de 112 fabricantes contactados, 14 han respondido a nuestro mensaje. De ellos, tan sólo 9 fueron capaces de proporcionar información de utilidad para nuestro trabajo.

Como consecuencia hemos recopilado la gran mayoría de la información a través de búsquedas en Internet, procedentes de revistas profesionales y catálogos de los fabricantes. Determinados fabricantes aportan información escasa o muy escasa sobre el diseño o los materiales de sus implantes dentales, tanto en sus catálogos como a través de sus representantes comerciales.

Una dificultad inherente a la identificación de los implantes dentales proviene de las limitaciones de la técnica radiográfica. Es necesario disponer de una imagen radiográfica nítida y de buena calidad para poder estudiar la morfología de un implante. Algunos sistemas de implantes con características “patognomónicas” pueden ser identificados a través de ortopantomografías; sin embargo, para la gran mayoría de los implantes se necesita una radiografía periapical.

Además, siempre que nos ha sido posible, hemos optado por buscar radiografías de implantes procedentes de casos clínicos. Las radiografías de implantes insertados en hueso son más oscuras y presentan menos detalles que las radiografías realizadas sobre implantes que están en su embalaje. Como nuestra finalidad es identificar implantes en pacientes, creemos más lógico estudiar desde el principio radiografías clínicas.

Remitiéndonos al estudio de Sahiwal podemos corroborar nuestras impresiones⁽¹⁾. Según ellos, muchos implantes pueden presentar características tales como perforaciones, cámaras apicales, espiras o estrías, que pueden influenciar la imagen radiográfica de un implante. Algunas características pueden ser únicas y permitir la identificación sencilla

del implante, pero otras pueden hacer confusa su identificación. Esta confusión se origina como consecuencia de que un mismo implante puede ofrecer diferentes imágenes radiográficas en función de la relación del implante con el haz radiográfico.

Lo ideal es disponer de una radiografía periapical, preferiblemente digital, tomada con una técnica paralela. De este modo podremos observar el eje mayor del implante sin distorsiones de tamaño, identificando claramente las características fundamentales de su cuello, su cuerpo, su espira y su ápice.

Severin⁽⁹⁾ explicó que el implante Branemark Mark I puede parecer cónico apicalmente debido a la influencia de los cortes verticales y las estrías. El implante vuelve a aparecer cilíndrico cuando las estrías son perpendiculares al haz radiográfico. Las variaciones en las imágenes radiográficas de los cuerpos de los implantes, al variar su angulación horizontal o vertical con respecto al haz de rayos, pueden deberse al diseño del implante. Esta variabilidad implica que los odontólogos deberían estar familiarizados con todas las posibles imágenes radiográficas de un implante antes de utilizar una imagen radiográfica para identificarlo. Las radiografías solo pueden ser comparadas si están realizadas en angulaciones similares. Es importante hacerlo sobre todo en los implantes lisos, puesto que en los roscados, la variación de las imágenes de las espiras ya son un buen indicador de la variación del ángulo en que se ha tomado la placa.

Se han observado una gran variación en las imágenes radiográficas de las características apicales, si las radiografías se han tomado con una

angulación mayor de 10° con respecto al eje del implante. En estos casos, los orificios circulares aparecen ovoides y la determinación de la forma exacta de las espiras se ve dificultada al incrementarse las angulaciones verticales. Por el contrario, los implantes sin características apicales especiales presentan pocas variaciones al variar la rotación horizontal y por tanto son sencillos de identificar.

Idealmente, sería recomendable tomar una radiografía habiendo sacado el tornillo de cierre o pilar de cicatrización para observar visualmente el tipo de conexión protética y radiográficamente observar la morfología de su cuello (existen modelos de implantes en los que la presencia del pilar de cicatrización modifica la forma del cuello e induce a error).

En el mercado mundial existe una gran cantidad de implantes dentales comercializados. En España pueden estar comercializándose más de 200 modelos de implantes diferentes. Por ello, realizar una base de datos con información de todos los sistemas y modelos es un trabajo ingente. Nuestro trabajo está limitado en ese sentido, puesto que no contiene información completa de todos los sistemas de implantes comercializados. Hemos ido recopilando sistemas de implantes dentales en varias fases, siempre buscando la mayor eficiencia posible en nuestro trabajo. En primer lugar, tomamos información de los sistemas de implantes utilizados en nuestro Máster; en una segunda fase, estudiamos los implantes más utilizados a nivel español; una tercera fase con los implantes más utilizados a nivel mundial; la cuarta fase comprende el estudio de los implantes antiguos (ya descatalogados en su mayoría) pero que fueron ampliamente utilizados; la

quinta fase comprende la inclusión en el estudio de cualquier sistema de implantes comercializado en el mundo.

Existen algunos pequeños fabricantes de implantes dentales que han optado por desarrollar sus diseños basándose en implantes ya consolidados en el mercado, mientras que otros han optado directamente por realizar copias clónicas de los mismos. Esta copia plantea la problemática de diferenciar un implante y su réplica. En los casos donde disponemos de radiografías de ambos implantes, hemos sido capaces de encontrar alguna diferencia para clasificarlos; el problema surge si carecemos de radiografías para hacer una comparación entre ambos implantes.

Esta situación, repetida en múltiples ocasiones, provoca la existencia de varios diseños de implantes de gran similitud, que presentan características morfológicas comunes y tan sólo una o dos características diferenciales, en caso de presentarlas. Si esta característica diferencial es muy sutil o se observa con dificultad en las radiografías, ambos implantes podrían ser clasificados como idénticos y potencialmente confundidos. Por ello nuestra base de datos, reflejando esta problemática, podría presentar un bajo nivel de diferenciación entre estos implantes. En estos casos, es necesario refinar la búsqueda de los implantes y tratar de obtener información a partir de los cuadros de texto de los elementos diferenciales. En última instancia, si encontramos un implante original y su copia, sin posibilidad de diferenciarlos, probablemente, la compatibilidad de su conexión nos permitiría utilizar aditamentos originales.

Cada vez son más frecuentes las copias tanto de implantes como de aditamentos protésicos; la identificación radiográfica de los implantes permitiría diferenciar, en algunos casos, la copia del original. Creemos que la baja respuesta por parte de algunos fabricantes a nuestros requerimientos sobre radiografías pueden estar motivadas por estos hechos.

Las peculiaridades de estos trabajos sobre la identificación de implantes dentales es la necesidad de una actualización frecuente y permanente. Michelinakis y cols.⁽²⁾ comentaban en su artículo que para que su sistema de identificación resultase viable, necesitaba de una ampliación y actualización anual. De lo contrario, cualquier base de datos se encuentra obsoleta antes incluso de su publicación.

Debido a las limitaciones del estudio, del centro de investigación y la disponibilidad de tiempo, no todos los implantes comercializados en el mercado han podido ser incluidos en este estudio. La inclusión o exclusión de cualquier sistema particular no implica superioridad o inferioridad con ningún otro.

Por último, creemos necesario destacar la enorme cantidad de información analizada al estudiar las características de cada uno de los modelos de implantes. Por ello, necesitamos pedir disculpas anticipadas por todos los posibles errores u omisiones cometidos durante la elaboración de esta base de datos.

6.3. Utilidad clínica del trabajo

Este trabajo pretende recopilar las características fundamentales de un implante dental y plasmarlas en una base de datos para posteriormente analizar y clasificar los sistemas de implantes de acuerdo con esas características.

La aplicación práctica de esta base de datos es doble, con implicaciones en la clínica odontológica y en la clínica forense.

En primer lugar, permite un proceso más sencillo en la identificación de implantes dentales en pacientes sin registros clínicos previos, eliminando de raíz toda la problemática que conlleva. La utilización de implantes dentales como método restaurador se ha convertido en un tratamiento rutinario en nuestros días, cifrándose en cientos de miles los implantes que se colocan cada año en España. Nuestra base de datos permite una aproximación a la identificación de implantes dentales.

En segundo lugar, aplicado a la odontología forense y con los registros odontológicos pertinentes, serviría de ayuda en la identificación de personas fallecidas. Según Michelinakis y cols., la identificación de implantes dentales en particular, y el estudio odontológico en general, constituyen una de las piezas fundamentales de identificación de víctimas en grandes catástrofes⁽²⁾.

6.4. Consideraciones finales

Como hemos explicado anteriormente, la conjunción de diversos factores como la proliferación de fabricantes de implantes dentales, la universalización del acceso a la implantología por parte de mayor número de pacientes y, en menor medida, el cambio producido en la relación odontólogo-paciente han aumentado la problemática de la identificación de implantes dentales. Además, esta problemática no está lejos de desaparecer, y, probablemente continuará en ascenso.

Con ello, creemos que la importancia de los métodos de identificación de implantes también irá en aumento en la misma medida.

Con relación a nuestro trabajo, en definitiva, y a pesar de las evidentes limitaciones, podemos obtener una aproximación útil y simplificar notablemente la identificación de implantes dentales en pacientes sin registros clínicos fiables. Los resultados de nuestro estudio piloto ponen de manifiesto la dificultad que un dentista general experimenta a la hora de identificar la radiografía de un implante. El uso de nuestra base de datos proporciona una ayuda en esta tarea, quedando demostrado que permite incrementar un 50% los niveles de identificación previos.

Para mejorar los resultados de búsqueda necesitaríamos disponer de imágenes radiográficas de cada uno de los modelos de implantes así como actualizar y completar nuestra base de datos con nuevos o desconocidos diseños de implantes. El cumplimiento de este objetivo requiere optimizar la comunicación con los fabricantes de implantes y obtener de ellos un mayor

grado de implicación en una problemática que causa tantos quebraderos de cabeza a la comunidad clínica.

Creemos que otra forma de mejorar los resultados podría venir dada por el desarrollo de un programa informático de reconocimiento de implantes dentales. El programa tendría en su base de datos toda la información sobre el diseño de los implantes dentales existentes. Mediante una imagen radiográfica, el programa sería capaz de reconocer el perfil del implante y compararlo con los perfiles de su memoria, mostrando aquellos que coincidiesen con la radiografía. Esta idea debería ser estudiada en profundidad para conocer su viabilidad y sus posibilidades de desarrollo.

En este punto, nos atrevemos a lanzar dos propuestas, que en nuestra opinión, permitirían disminuir esta problemática.

La primera de ellas ya se ha puesto en marcha, pero debería de realizarse de forma universal y, desde nuestro punto de vista, obligatoria. Nos estamos refiriendo al uso de un carné de implante, que sería entregado al paciente cada vez que fuese sometido a una cirugía implantológica. En dicho carné figuraría el nombre tanto del fabricante como del tipo de implante, su diámetro, longitud, plataforma, fecha de colocación y cualquier dato que pudiese ser de utilidad clínica (a modo de ejemplo, la posible compatibilidad protética con otros sistemas de implantes dentales). En España, la sociedad SEPES ha sido la pionera en poner a disposición de sus socios un carné de implantes que cumple dichas características. Sin embargo, su utilización real es minoritaria y por tanto, susceptible de mejora.

Creemos que es una solución económica, fácil de llevar a cabo y que reduciría en gran medida nuestra problemática.

La segunda de las propuestas no afecta al nivel clínico. Se dirige a los fabricantes en primer lugar y a los organismos encargados de la salud pública. A los fabricantes deberíamos pedirles un mayor grado de responsabilidad sobre la salud de los pacientes tratados con sus implantes. Obviamente, no estamos denominando irresponsables a los fabricantes ni queremos realizar generalizaciones. Pero si debemos exigir un mayor grado de implicación, un comportamiento más científico y menos comercial por su parte. La información acerca de sus productos debería ser fiable, clara, directa y basada en la evidencia científica disponible. El lanzamiento al mercado de un nuevo diseño de implante debería estar basado en una mejora clara de su eficacia clínica, comprobada científicamente, y no meramente en una actualización o lanzamiento de una nueva versión. Nuestro campo de actuación es la implantología y la evidencia científica es la que tiene que guiar sus pasos y evoluciones; en nuestra opinión, el comportamiento agresivo de algunos fabricantes lanzando versiones y diseños no dista demasiado de los fabricantes de automóviles y su publicidad.

En muchos casos, la falta de información y de estudios clínicos sobre productos que van a ser instalados sobre pacientes resulta alarmante. Hemos realizado una petición de información a decenas de fabricantes, con un grado de respuesta lastimoso. Si cabe, lo más preocupante no es la falta de respuesta, sino la respuesta proporcionada por algunos fabricantes que

afirman carecer de casos clínicos sobre pacientes e incluso de radiografías de sus implantes dentales.

Por tanto, resultando evidente que la autorregulación del mercado no es suficiente, sería necesario que las entidades estatales encargadas de estas competencias realizasen adecuadamente su función. En nuestra opinión, el Ministerio de Sanidad o el organismo competente, debería exigir información detallada sobre cada modelo de implante. El fabricante tendría que aportar toda la información sobre el diseño del implante que tenga utilidad clínica y aquellos elementos básicos necesarios para proceder a su identificación. También aportaría imágenes radiográficas y morfológicas (por ejemplo, cad-cam) para completar todos los datos necesarios para el reconocimiento. Toda esta información se actualizaría anualmente y se confeccionaría una base de datos que estaría a disposición de la comunidad odontológica. Cualquier nuevo fabricante de implantes dentales tendría que aportar toda esta información. Debería realizar estudios experimentales, con un seguimiento previamente determinado, realizar ensayos clínicos sobre pacientes, y solo después de observar su viabilidad, obtener una licencia para la comercialización de un producto destinado a su uso en pacientes.

Solo a partir de estas medidas, la problemática de la identificación de implantes dentales comenzaría a desaparecer.

6



CONCLUSIONES



CONCLUSIONES

1. Se ha elaborado la primera base de datos que incluye todos los tipos de implantes dentales disponibles, utilizando su perfil morfológico, su perfil radiográfico así como sus características intrínsecas.
2. Morfológicamente hemos determinado que la mayor frecuencia en los implantes analizados corresponde a un tipo de cuello recto (43%), conexión de hexágono interno (29%), ausencia de microespiras (73%), implantes de forma cilíndrica (51%), implantes roscados (96%), espiras con forma de V (81%), implantes de titanio grado IV (48%), implantes con superficie tratada mediante grabado ácido y chorreado de arena (53%), ápice plano (45%) y sin orificios apicales (92%).
3. Se ha observado que la utilización de la base de datos por observadores externos aumenta la eficacia de diagnóstico del tipo de implante en un 50,66%. La mediana del test inicial ha sido de 2,50 frente a 18,50 en el test final ($p < 0,005$).

7



BIBLIOGRAFÍA

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sahiwal IG, Woody RD, Benson BY, Guillen GE. Macro design morphology of endosseous dental implants. J Prosthet Dent. 2002;87:543-51.
2. Michelinakis G, Sharrock A, Barclay CW. Identification of dental implants through the use of implant recognition software (IRS). Int Dent J. 2006;56:203-08.
3. Jungling M, Surla A, Sharma S. Dental implant competition increasing & stem cells coming. Merrill Lynch Industry Overview Medical Technology. 2007 (27 Marzo):1-4.
4. Jungling M, Surla A. The changing world of dental implantology. Merrill Lynch Industry Overview Medical Technology. 2006 (12 Octubre):1-23.
5. Sahiwal IG, Woody RD, Benson BW, Guillen GE. Radiographic identification of nonthreaded endosseous dental implants. J Prosthet Dent. 2002;87:552-62.
6. Sahiwal IG, Wood RD, Benson BW, Guillen GE. Radiographic identification of threaded endosseous dental implants. J Prosthet Dent. 2002;87:563-77.

7. Nuzzolese E, Lusito S, Solarino B, Di Vella G. Radiographic dental implants recognition for geographic evaluation in human identification. *J Forensic Odontostomatol.* 2008;27(1):8-11.
8. Sewerin IP. Comparison of radiographic image characteristics of Branemark and IMZ implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2:151-6.
9. Sewerin I. Radiographic image characteristics of Branemark titanium fixtures. *Swed Dent J.* 1992;16:7-12.
10. Sewerin I. Identification of dental implants on radiographs. *Quintessence Int.* 1992;23:611-8.
11. Misch CE, Strong JT, Bidez MW. Fundamentos científicos para el diseño de los implantes dentales. In: Misch CE, editor. *Implantología Contemporánea.* Barcelona: Elsevier Mosby; 2009. p. 200-29.
12. Ahn S, Leesungbok R, Lee S. Histomorphometric analysis and removal torque of small diameter implants with alternative surface treatments and different designs. *J Oral Implantol.* 2010;36(4): 263-72.

-
13. De Leonardis D, Garg AK, Pecora GE, Andreana S. Osseointegration of rough acid etched implants: One-year follow-up of placement of 100 minimatic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:722-8.
 14. Huang HL, Chan CH, Hsu JT, Fallgater AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):551-62.
 15. Hansson S. A conical implant-abutment interface at level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:286-93.
 16. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res.* 1999;13:99-119.
 17. Carter DR, Van Der Meulen MC, Beaupré GS. Mechanical factors in bone growth and development. *Bone.* 1996;18(1 suppl):5s-10s.
 18. Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech.* 2000;33:1611-18.

19. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FHJ, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol.* 2004;75:1233-41.
20. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol.* 2002;73:322-33.
21. Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-32.
22. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422-31.
23. Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol.* 1999;70:1523-39.
24. Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: An experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):2-8.

-
25. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torque for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:21-4.
 26. Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Taguchi N, Miyakawa O, Kobayashi Mea. Long-term changes of hydroxyapatite-coated dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(1):76-85.
 27. 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(251):60.
 28. Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB, Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):447-55.
 29. Wiskott HW, Bleser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:429-44.
 30. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20-5.

31. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92:523-30.
32. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30:89-95.
33. Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:901-10.
34. Kim S, Oh KC, Han DH, Heo SJ, Ryu IC, Kwon JHea. Influence of transmucosal designs of three one-piece implant systems on early tissue responses: A histometric study in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:309-14.
35. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol.* 2001;72(9): 1276-86.

-
36. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Implants Res.* 2000(11):1-11.
 37. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68:1117-30.
 38. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implant. *J Prosthet Dent.* 1999;82:436-40.
 39. Hanggi MP, Hanggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol.* 2005;76(5):791-802.
 40. Hermann JS, Cochran DL, Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):559-71.

41. Nevins M, Nevins M, Camelo M, Boyesen J, Kim D. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008(28):111-21.
42. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontology 2000.* 2008;47:15-26.
43. Nowzari H, Chee W, Yi K, Pak M, Chung WH, Rich S. Scalloped dental implants: A retrospective analysis of radiographic and clinical outcomes of 17 NobelPerfect Implants in 6 patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;7(8):54-8.
44. Choi KS, Lozada JL, Kan JY, Lee SH, Kim CS, Kwon TG. Study of an experimental microthread scalloped implant design: proximal bone healing at different interimplant distances in a canine model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(4):681-9.
45. Kan JY, Rungcharassaeng K, Liddel G, Henry P, Goodacre CJ. Periimplant tissue response following immediate provisional restoration of scalloped implants in the esthetic zone: A one-year pilot prospective multicenter study. *J Prosthet Dent.* 2007;97((6 suppl)):S109-18.

-
46. Hansson S. Implant-abutment interface: Biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(1): 33-41.
 47. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2010;81(10):1350-66.
 48. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):581-4.
 49. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:9-17.
 50. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomech.* 2003;36:1247-58.
 51. Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: A histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:467-72.

52. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol.* 1995;22:255-61.
53. Canullo L, Quaranta A, Teles RP. The microbiota associated with implants restored with platform switching: A preliminary report. *J Periodontol.* 2010;81:403-11.
54. Hansson S. The implant neck: Smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:394-405.
55. Maiorana F, Santoro F. Maxillary and mandibular bone reconstruction with hip grafts and implants using frialit-2 implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22:221-9.
56. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-50.
57. Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Functional surface area: Thread form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19:4-9.

-
58. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC, Gao C, Givaruangawat S, Gilbert JA, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent.* 2000;9(3):252-60.
 59. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander-Sloten J, Elligsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):207-18.
 60. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006;77(8):1340-7.
 61. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(1):24-30.
 62. Lucchini JP, Aurelle JL, Therin M, Donath K, Becker W. A pilot study comparing screw-shaped implants. surface analysis and histologic evaluation of bone healing. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):397-404.

63. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6): 565-74.
64. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):233-9.
65. Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. the influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:91-9.
66. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CH, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:465-70.
67. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:811-8.
68. Song DW, Lee DW, Kim CK, Park KH, Moon IS. Comparative analysis of peri-implant marginal bone loss based on microthread location: A 1-year prospective study after loading. *J Periodontol.* 2009;80:1937-44.

-
69. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegrated implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987(2):11-4.
 70. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:8-18.
 71. Cosyn J, Sabzevar MM, De Wilde P, De Rouck T. Two-piece implants with turned versus microtextured collars. *J Periodontol.* 2007;78:1657-63.
 72. Cochran DL, Bosshardt DD, Grize LH, F.L., Jones AA, Jung RE. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol.* 2009;80(4):609-17.
 73. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J Periodontol.* 2008;79:2166-72.
 74. Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirsch A, Schaer A, Schwaz F. Influence of platform switching on crestal bone changes a non-submerged titanium implants: A histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2007;34:1089-96.

75. Hansson S, Halldin A. (Letter to the editor) re: Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J Periodontol.* 2009;80(7):1033-5.
76. Anitua E. Selección del implante para cada situación clínica. *Dental Dialogue.* 2009(2):2-21.
77. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influences of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:889-902.
78. Aparicio C. Tratamientos de superficie sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales.[Tesis Doctoral]. Universitat Politècnica de Catalunya; 2004.
79. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000(15):331-44.
80. Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. Status of surface treatment in endosseous implant: A literary overview. *Indian J Dent Res.* 2010 (21):433-8.

-
81. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and course particles of aluminium oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996(11):38-45.

8



ANEXOS

ANEXO 1

LISTADO DE FABRICANTES DE IMPLANTES DENTALES

1. A.B DENTAL DEVICES
2. ACE SURGICAL SUPPLY
3. ADIN IMPLANTS
4. ADVANCE IMPLANTS
5. ALMITECH IMPLANT SYSTEM
6. ALPHA GATE
7. ALPHABIO
8. AMERICAN DENTAL IMPLANTS
9. ANTHOGRYR
10. ASTRA MEDITEC
11. ASTRA TITAN IMPLANT
12. ASTRAZÉNECA GROUP
13. AVINENT
14. B&W
15. BASIC DENTAL IMPLANTS
16. BEGO IMPLANTS
17. BICON
18. BIO-HEX CORP
19. BIOCOMP
20. BIOHORIZONS
21. BIOLOK (BIOHORIZONS)
22. BIOMET 3I
23. BIONER
24. BIOTEC DENTAL IMPLANTS

25. BIOTECH
26. BLUE SKY BIO
27. BONE SYSTEM
28. BONEFIT
29. BPI IMPLANTS
30. BRAINBASE CORPORATION
31. BREDENT
32. BT LOCK INTERNATIONAL
33. BTI BIOTECHNOLOGY INSTITUTE
34. CALCITEK (ZIMMER)
35. CAMLOG
36. CHAMPION IMPLANTS
37. CONEXAO SISTEMAS DE PRÓTESE
38. CORE-VENT CORPORATION
39. CORTEX
40. COWELLMEDI
41. CSM
42. CURASAN AG
43. DEFCON IMPLANTS
44. DENAR
45. DENTAL RATIO (DRS)
46. DENTALPOINT
47. DENTALTECH
48. DENTATUS
49. DENTAURUM IMPLANTS
50. DENTIUM
51. DENTOFLEX
52. DIO

-
53. DYNA
 54. ECKERMANN
 55. ELITE MEDICA
 56. EUROTEKNIKA
 57. FRIADENT AG
 58. FRIALIT
 59. GALIMPLANT
 60. GEASS
 61. GMI ILERIMPLANT
 62. GT MEDICAL
 63. HI-TEC IMPLANTS
 64. HIOSSEN INC
 65. IBF (INDUSTRIE BIOMEDICHE E FARMACEUTICHE)
 66. IDHE DENTAL
 67. IDI
 68. IDI EVOLUTION
 69. IMPLADENT
 70. IMPLAMED
 71. IMPLANT DIRECT
 72. IMPLANTKOPP
 73. IMTEC (3M)
 74. IMZ
 75. INTRA-LOCK
 76. ITI BONEFIT
 77. JD // ADVANCED DENTAL PRODUCTS
 78. JMP DENTAL
 79. KLOCKNER
 80. KRUGG // DOT MEDICAL IMPLANTS

81. LASAK
82. LEADER ITALIA
83. LEONE
84. LIFECORE BIOMEDICAL
85. MARDENTAL
86. MEGAGEN
87. MICRODENT SYSTEM
88. MIS IMPLANTS
89. MOZOGRAU
90. MPI (MEDICAL PRECISION IMPLANTS)
91. NEMRIS
92. NEOBIOTECH
93. NEODENT
94. NEOSS INC
95. NOBEL BIOCARE
96. NOBELPHARMA
97. NOVAXA
98. NUCLEOSS
99. OCO BIOMEDICAL
100. OMT
101. ORAL ICEBERG
102. OSPOL AB
103. OSSEOLINK
104. OSTEO-TI
105. OSTEOPLANT
106. OSTEOPLUS
107. OT MEDICAL
108. PARK DENTAL RESEARCH

-
109. PERIOSEAL INC
 110. PHI (PRIMARY HEALING IMPLANT)
 111. PLATON
 112. PROCLINIC
 113. PROWITAL
 114. QUALIBOND
 115. QUANTUM BIOENGINEERING
 116. RENEW BIOCARE
 117. REUTERS
 118. ROSTERDENT
 119. SARGON IMPLANTS
 120. SCHÜTZ DENTAL
 121. SERF
 122. SIC (SCHILL IMPLANTOLOGY CIRCLE)
 123. SIMPACT
 124. SIMPLER IMPLANTS
 125. SIN IMPLANT
 126. SOCINSER
 127. SOUTHERN IMPLANTS
 128. STERNGOLD
 129. STRAUMANN AG
 130. SWEDEN AND MARTINA
 131. SWISS IMPLANTS
 132. SYBRON IMPLANTS
 133. TATUM SURGICAL
 134. TBR
 135. TEKKA
 136. TEMPLANT // MEDENTIS MEDICAL

- 137. TENAX IMPLANT
- 138. TFI SYSTEM
- 139. THOMMEN MEDICAL
- 140. TIMPLANT
- 141. TITAN IMPLANTS
- 142. TITANIUMFIX
- 143. TRAMONTE
- 144. TRINON
- 145. VICTORY S.A
- 146. WIELAND DENTAL
- 147. WINSIX
- 148. WOLF DENTAL
- 149. Z SYSTEM
- 150. ZIMMER
- 151. ZITERION GMBH
- 152. ZL MICRODENT

ANEXO 2

FORMULARIO DE IDENTIFICACIÓN DE IMPLANTES

Identificación de implantes

CÓDIGO OBSERVADOR: _____

IMPLANTE N°

Tipo de cuello Ancho Recto Acampanado Truncocónico Otro NS/NC _____

Presenta microespiras SI NO

Forma de implante Cilindrico Cónico NS/NC _____

Forma de la espira En V Cuadrada En arbotante Invertida NS/NC _____

Forma del ápice En V Plano Redondeado NS/NC _____

¿Podemos identificar el implante?

NO SI ¿Qué implante es? _____

¿Tiene dudas con otros implantes?

NO SI ¿Con cuales?: 1: _____ 2: _____

IMPLANTE N°

Tipo de cuello Ancho Recto Acampanado Truncocónico Otro NS/NC _____

Presenta microespiras SI NO

Forma de implante Cilindrico Cónico NS/NC _____

Forma de la espira En V Cuadrada En arbotante Invertida NS/NC _____

Forma del ápice En V Plano Redondeado NS/NC _____

¿Podemos identificar el implante?

NO SI ¿Qué implante es? _____

¿Tiene dudas con otros implantes?

NO SI ¿Con cuales?: 1: _____ 2: _____

ANEXO 3

Consideraciones para el uso de la base de datos

Nuestra base de datos trabaja con el programa Filemaker Pro9.0v3. A pesar de la sencillez del programa recomendamos, antes de utilizar nuestra base de datos, hojear el manual o el tutorial del propio programa.

La base de datos puede utilizarse de dos formas; como manual de consulta de cualquier implante contenido en la misma o bien como herramienta de búsqueda de un implante desconocido.

Para realizar una búsqueda, basta con ajustar la base de datos en modo de búsqueda (pulsando icono con forma de lupa) y posicionarse en alguna de las presentaciones del programa. Si en nuestro caso queremos realizar una confirmación de un implante que creemos conocer, la forma más rápida sería buscando a través de la presentación "Portada". De esta forma nos saldrá de forma automática la imagen morfológica y radiográfica para confirmar o descartar nuestra hipótesis.

Si queremos realizar una búsqueda y disponemos de datos del fabricante, podemos posicionarnos en la presentación "Datos de contacto" y realizar la búsqueda desde esa página.

Por el contrario, si carecemos de información fiable sobre el nombre y el fabricante, recomendamos realizar la búsqueda a través de la presentación "Implantes", que es la presentación de trabajo fundamental del programa. Debemos cubrir la mayor cantidad de pestañas posible. De esta forma, podremos identificar con mayor fiabilidad el implante que estamos buscando. Si las características suministradas son comunes a varios

implantes, en los resultados de búsqueda aparecerán ordenados alfabéticamente dichos implantes. Será necesario aportar una información más detallada o visualizar uno a uno los implantes localizados para su identificación.

También podemos iniciar una búsqueda escribiendo palabras clave en cualquiera de los cuadros de edición de texto disponibles en la base de datos. Estos cuadros se denominan como “Elementos diferenciales” y están disponibles para el tercio coronal, el tercio medio y el tercio apical. De igual forma, podemos teclear en el espacio “Información adicional”, referido a las tapas y pilares de cicatrización, así como en los recuadros de “Tratamiento de superficie”, “Diámetros” y “Longitudes disponibles”

En caso de que la similitud entre varios implantes proporcione tras la búsqueda un número amplio de implantes localizados, recomendamos leer dichos cuadros de texto, puesto que pueden contener información relevante para la identificación del implante.

Para afinar los resultados, conviene realizar una búsqueda combinando de forma alternativa los parámetros que conozcamos del implante. Es decir, si para nosotros un implante tiene cuello ancho, espira en v, forma cilíndrica y ápice plano, combinaremos en primer lugar todas estas características; en segundo lugar usaremos espira en v y ápice plano; en tercer lugar espira en v y forma cilíndrica. Aunque aparentemente ampliemos el número de implantes que nos muestra la base de datos, nos aseguraremos de que a

causa de una errónea impresión inicial de una de las características, el implante que estemos buscando no aparezca en los resultados.

Pueden existir diseños de implantes dentales que presenten variaciones morfológicas entre sus diámetros. Si las variaciones son muy evidentes, el implante se mostrará como un diseño diferente. Si las diferencias son sutiles, se mostrará en la base de datos el diseño más repetido entre sus diámetros, o bien, el diseño que muestre el implante estándar, que consideramos el más cercano al diámetro 3,75-4 mm. A modo de ejemplo, suelen existir implantes que presentan formas diferentes de cuello. En la base de datos aparece el más repetido o el implante patrón. En el cuadro de texto, aparecerá información escrita sobre la forma de otros diámetros de implantes, en caso de haberlos.

Debido a las variaciones en la forma del cuello de los implantes y a la diferente percepción de su forma en las radiografías, recomendamos leer la información presente en el recuadro “Elementos diferenciales” del tercio coronal. En este recuadro se puede teclear la forma que hayamos observado en la radiografía para incluirla como una pestaña más en la búsqueda de los implantes.

Dada la existencia de una gran variedad de formas de conexión, aquellas que no coincidan con “hexágono externo”, “hexágono interno” u

“octógono interno”, se agruparán en la pestaña “Otras”. Para realizar su búsqueda debemos teclear la forma de la conexión del implante en el recuadro “Elementos diferenciales” del tercio coronal.

Existe un epígrafe “Pilar de bola” para aquellos implantes con este tipo de conexión y otro “Pilar incorporado” para aquellos implantes con otro tipo de pilares, con pilares de cementado y de bola. Para asegurarnos de que revisamos todos los implantes de una pieza, recomendamos teclear “una pieza” en el recuadro “Elementos diferenciales”; de este modo aparecerán todos los implantes de una pieza, con sus diferentes pilares.

Cada vez más diseños de implantes presentan codificaciones por colores de su plataforma, sus aditamentos protéticos o sus pilares de cicatrización. El color de la plataforma del implante aparece codificado en la pestaña “Color de plataforma”. De nuevo, cada diámetro de implante puede presentar colores diferentes. En este apartado, se toma como referencia al implante estándar, esto es, aquel que presente un diámetro o plataforma de 3,75-4 mm. Para conocer el resto de colores de las plataformas o diámetros tendremos que consultar el cuadro de texto de “Elementos diferenciales del tercio coronal”. En este cuadro aparece dicha información y se puede teclear el color que presente el implante que buscamos y realizar desde ahí la búsqueda.

Lo mismo sucede con el color de los pilares de cicatrización. El color mostrado en la pestaña “Color de tapa de cicatrización” se refiere al implante

que tomamos como patrón. En el texto de “Información adicional” aparecen los colores de los aditamentos y también se puede utilizar como buscador.

El apartado “tipo de implante” se refiere a si el implante presenta espiras en cualquier parte de su geometría. Para la presencia de espiras en cada uno de sus tercios observaremos sus respectivos apartados.

La pestaña “tipo de espiras” se refiere a todo el implante, a pesar de que está localizada en el apartado referido al tercio medio del implante. Si existe alguna variación en la forma de las espiras, se especifica el lugar de dicha variación en las dos pestañas correspondientes o en los cajones de texto de los diferentes elementos diferenciales.