



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Efecto del diseño de la conexión implantoprotésica y la implantoplastia en el comportamiento clínico, radiológico y mecánico de los implantes dentales

Octavi Camps Font

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

Efecto del diseño de la conexión implantoprotésica y la implantoplastia en el comportamiento clínico, radiológico y mecánico de los implantes dentales

MEMORIA DE TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR

OCTAVI CAMPS FONT

PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR POR LA UNIVERSIDAD DE BARCELONA

DIRIGIDA POR

PROF. DR. COSME GAY ESCODA

Catedrático del Departamento de Odontoestomatología

PROF. DR. EDUARD VALMASEDA CASTELLÓN

Profesor titular del Departamento de Odontoestomatología

Programa de Doctorat en Medicina i Recerca Translacional

Departament d'Odontoestomatologia

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat de Barcelona



**UNIVERSITAT DE
BARCELONA**

Enero 2022



UNIVERSITAT DE BARCELONA

El Prof. Dr. Cosme Gay Escoda, Catedrático del Departamento de Odontoestomatología de la Universitat de Barcelona y el Prof. Dr. Eduard Valmaseda Castellón, Profesor Titular del Departamento de Odontoestomatología de la Universitat de Barcelona, en calidad de directores de Tesis,

CERTIFICAN: Que el presente trabajo que lleva como título: “Efecto del diseño de la conexión implantoprotésica y la implantoplastia en el comportamiento clínico, radiológico y mecánico de los implantes dentales” presentado por Octavi Camps Font como Tesis Doctoral, ha sido realizado bajo nuestra dirección en el Departamento de Odontoestomatología de la Universitat de Barcelona y corresponde fielmente a los resultados obtenidos. Una vez redactada la presente Memoria Doctoral ha sido revisada por nosotros y consideramos que cumple los requisitos para ser defendida y aspirar al Grado de Doctor en Odontología delante del tribunal que en su día se designe.

Y para que conste y en cumplimiento de las disposiciones vigentes firmamos el presente certificado.

Barcelona, 16 de enero de 2022,

Prof. Dr. Cosme Gay Escoda
Catedrático Universitat de Barcelona

Prof. Dr. Eduard Valmaseda Castellón
Profesor Titular Universitat de Barcelona

Octavi Camps Font
Doctorando

Pel Biel,

per l'Andrea

Caminante, son tus huellas

el camino y nada más;

Caminante, no hay camino,

se hace camino al andar.

Al andar se hace el camino,

y al volver la vista atrás

se ve la senda que nunca

se ha de volver a pisar.

Caminante no hay camino

sino estelas en la mar.

Antonio Machado (1875-1939)

AGRADECIMIENTOS

Una vez culminado este proyecto, resulta imposible no pararse y mirar hacia atrás. Han sido muchas las personas que, de alguna manera u otra, han aportado su granito de arena para hacer este viaje un poco más llevadero. Gracias a todas y todos por hacerlo posible.

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a mis directores de tesis, el Prof. Dr. Cosme Gay Escoda y el Prof. Dr. Eduard Valmaseda Castellón.

Es bien cierto que un buen maestro nunca se olvida y sus enseñanzas duran la vida entera. Por ello, quisiera agradecer al Prof. Dr. Cosme Gay Escoda haberme transmitido su pasión por la Cirugía Bucal, la constancia, el rigor y la lealtad. Es para mi un auténtico referente.

Al Prof. Dr. Eduard Valmaseda Castellón, la mente más brillante que probablemente nunca conoceré. Muchas gracias por tu generosidad desinteresada e inestimables consejos durante todos estos años. Tu naturalidad, sencillez y honestidad son un verdadero ejemplo a seguir.

Al Prof. Dr. Rui Figueiredo, por ser una fuente inagotable de ideas y un trabajador incansable. Gracias por ayudarme a superar los obstáculos que se han ido cruzando en el camino de la tesis, y por tu tenacidad.

A la empresa Avinent Implant System SLU, especialmente a Anna Cortina y Carme Vendrell, por la confianza en este proyecto y por haberlo hecho realidad. Gracias por ofrecerme vuestras instalaciones y conocimiento. Asimismo, debo agradeceros vuestro firme compromiso por la investigación odontológica de alto nivel en nuestro país.

A Eva Capdevila, por estar en los buenos y en los malos momentos, por saberme escuchar y por tus consejos. Gracias por tu infinita bondad.

A Albert, Xavi, Laura, Ana, Jesús y Jorge, por su inestimable ayuda y aportaciones. Un pedazo de este proyecto también es vuestro.

No quisiera olvidarme de mis alumnos, porque cuando uno enseña, dos aprenden.

A M^a Àngels e Isabelle, no existen palabras para agradeceros todo lo que habéis hecho por mi desde que el destino quiso que me cruzara en vuestras vidas siendo un estudiante de licenciatura. Con vosotras empezó todo. ¡Muchísimas gracias por tanto!

A Dani, Goretti, Genís, Lluís y Edu, por ser amigos de verdad.

Para terminar, el agradecimiento más profundo y sentido es para mi familia. Pare, mare, Albert, moltíssimes gràcies pel vostre suport incondicional, per creure en mi quan ni jo mateix ho feia i no posar-me límits. Soc qui soc gràcies a vosaltres. A la meva iaia i als qui ja no hi són, sé que esteu orgullosos. Gràcies, M^a Encarna, per la teva amabilitat i per estimar al meu pare. A Elo y a mis sobrinos, Maria y Martí. Gracias, M^a Ascensión, Juan Antonio, Pablo y Manolo por vuestra inmensa generosidad, por hacerme sentir como en casa y por animarnos a emprender nuevas aventuras. A Andrea y Biel, las razones para amaros y agradecer vuestra presencia en mi vida son infinitas. Andrea, mi amor, eres la mejor compañera de viaje que podría tener, mi mejor amiga y mi gran confidente. Gracias por estar siempre allí, me emociona ver la familia que hemos formado juntos. Lo sois todo y este trabajo es para vosotros. Os quiero.

ÍNDICE

1. ENUMERACIÓN DE ARTÍCULOS QUE COMPONEN LA TESIS	21
2. RESUMEN DE LA TESIS	25
3. INTRODUCCIÓN	29
3.1. EVOLUCIÓN HISTÓRICA	31
3.2. OSTEOINTEGRACIÓN	32
3.3. REMODELADO ÓSEO	35
3.4. DISEÑO DE LOS IMPLANTES DENTALES	37
3.4.1. MACRODISEÑO	37
3.4.2. MICRODISEÑO	42
3.4.3. NANODISEÑO	46
3.5. SUPERVIVENCIA Y ÉXITO	47
3.5.1. SUPERVIVENCIA	47
3.5.2. ÉXITO	49
3.6. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL	50
3.7. COMPLICACIONES EN IMPLANTOLOGÍA	52
3.7.1. COMPLICACIONES BIOLÓGICAS	52
3.7.2. COMPLICACIONES PROTÉSICAS	96
3.7.3. COMPLICACIONES ESTÉTICAS	102
3.8. MARCO TEÓRICO DE LA TESIS DOCTORAL	104
3.8.1. COMPORTAMIENTO CLÍNICO Y RADIOLÓGICO	104
3.8.2. COMPORTAMIENTO MECÁNICO	107
3.9. JUSTIFICACIÓN	109
4. HIPÓTESIS	113
5. OBJETIVOS	117

6. PRESENTACIÓN DE LOS ESTUDIOS REALIZADOS.....	121
6.1. ESTUDIO I.....	123
6.2. ESTUDIO II.....	157
6.3. ESTUDIO III (RESULTADOS NO PUBLICADOS)	185
7. DISCUSIÓN.....	201
7.1. COMPORTAMIENTO CLÍNICO Y RADIOLÓGICO.....	203
7.1.1. SUPERVIVENCIA.....	203
7.1.2. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL PERI-IMPLANTARIA	203
7.1.3. COMPLICACIONES BIOLÓGICAS.....	211
7.1.4. COMPLICACIONES PROSTODÓNCICAS	213
7.2. COMPORTAMIENTO MECÁNICO.....	215
7.2.1. MATERIAL DEL IMPLANTE	215
7.2.2. CONEXIÓN IMPLANTOPROTÉSICA	217
7.2.3. DIÁMETRO DEL IMPLANTE	218
7.2.4. RATIO CORONA-IMPLANTE Y ALTURA DE LA CORONA	218
7.2.5. NIVEL DE INSERCIÓN DEL IMPLANTE.....	220
7.2.6. ENTORNO DEL ENSAYO	221
7.3. IMPLANTOPLASTIA.....	222
7.3.1. RESULTADOS DE ESTUDIOS CLÍNICOS	222
7.3.1. RESULTADOS DE ESTUDIOS PRECLÍNICOS EN MODELO ANIMAL	229
7.3.2. RESULTADOS DE ESTUDIOS DE LABORATORIO.....	229
7.4. LIMITACIONES DE LOS ESTUDIOS.....	252
7.4.1. ESTUDIO I.....	252
7.4.2. ESTUDIOS II y III	254
7.5. FUTURAS INVESTIGACIONES Y APLICABILIDAD CLÍNICA	256
8. CONCLUSIONES.....	261
9. BIBLIOGRAFÍA.....	265
10. ANEXOS	329
11. DECLARACIÓN DE CÓDIGO ÉTICO Y BUENAS PRÁCTICAS.....	355

GLOSARIO

"	Segundo
%	Porcentaje
°	Grado sexagesimal
°C	Grado Celsius
<	Menor que
>	Mayor que
∞	Infinito
≤	Menor o igual que
≥	Mayor o igual que
A.G-B.	Albert González-Barnadas
Al	Aluminio
ANOVA	Análisis de la varianza
Biocomp	Biocompatibilidad
BL	Implante dental con cuello rugoso
C	Control
Carb	Carbono
CC	Conexión cónica
CD14	Antígeno <i>cluster of differentiation</i>
CIR	Ratio corona implante
Cl	Cloro
cm	Centímetro
CN	Control negativo
CON	Conexión implantoprotésica
CP	Control positivo

cp	Comercialmente puro
CU	Corona unitaria implantosoportada
CV	Área de interés
D	Derecha
DE	Desviación estándar
Desc	Descontaminación de la superficie
DM	Diferencia de medias
DMP	Diferencia de medias ponderada
E	Módulo de elasticidad o Young
<i>E. coli</i>	<i>Escherichia coli</i>
ECA	Ensayo clínico aleatorizado
EDTA	Ácido etilendiaminotetraacético
F	Distribución de Fisher-Snedecor
Fe	Hierro
F _{max}	Fuerza máxima de compresión
Frec	Frecuencia
GPa	Gigapascal
H	Hidrógeno
HbA1c	Hemoglobina glicosilada
HE	Conexión implantoprotésica hexagonal externa
HI	Conexión implantoprotésica hexagonal interna
HR	Razón de tasas
HR _a	Razón de tasas ajustada
Hz	Hertz
I	Izquierda
<i>i. e.,</i>	Es decir,

IC95%	Intervalo de confianza del 95%
IGLE	Injerto gingival libre epitelizado
IL	Interleucina
IP	Implantoplastia
IPP	Conexión implantoprotésica interna plana
IQR	Rango intercuartílico
ISO	International Organization for Standardization
K	Potasio
/	Longitud
L.R.-P.	Laura Rubianes-Porta
L _f	Límite de fatiga
min	Minuto
ml	Mililitro
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
N	Newton
n	Número
N	Nitrógeno
NA	No aplicable
NC	No calculable
nm	Nanómetro
NMA	Metaanálisis en red
NNT	Número de pacientes necesarios a tratar
NNTB	Número de pacientes necesarios a tratar para producir un beneficio
NR	No reportado
O ₂	Oxígeno

O.C.-F.	Octavi Camps-Font
OR	Odds ratio
OR _a	Odds ratio ajustada
<i>P</i>	P-valor
p. ej.,	Por ejemplo,
PCF	Prótesis completa fija implantosoportada
PDGF	Factor de crecimiento derivado de plaquetas
PEEK	Poliéter-éter-cetona
PMA	Metaanálisis por pares
PPF	Prótesis parcial fija implantosoportada
PRISMA	<i>Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses</i>
<i>r</i>	Coeficiente de correlación de Pearson
R.F.	Rui Figueiredo
R _a	Rugosidad media aritmética
RANKL	Receptor activador para el factor nuclear κ B
Reg	Técnicas regenerativas
Res	Técnicas resectivas
ROG	Regeneración ósea guiada
rpm	Revoluciones por minuto
RR	Riesgo relativo
RR _a	Riesgo relativo ajustado
R _z	Profundidad de la rugosidad media
<i>S. gordonii</i>	<i>Streptococcus gordonii</i>
<i>S. mutans</i>	<i>Streptococcus mutans</i>
S _a	Altura media aritmética
SD	Sobredentadura

S_{dr}	Relación de área interfacial desarrollada
SE	Error estándar
SEM	Microscopía electrónica de barrido
Si	Silicio
Sin	Seno
S_{sk}	Asimetría
S_z	Altura máxima de la superficie
T	Temperatura
TC	Tomografía computarizada
TCHC	Tomografía computarizada de haz cónico
T_e	Límite elástico
TGF-β	Factor de crecimiento transformante beta
Ti	Titanio
Ti6Al4V	90% Titanio – 6% Aluminio – 4% Vanadio
TL	Implante dental con cuello pulido
TNF-α	factor de necrosis tumoral alfa
T_r	Tensión de rotura
TZP	Circonio tetragonal policristalino
V	Vanadio
vs.	<i>Versus</i>
Y	Itria
Zr	Circonio
ε	Elongación máxima
μg	Microgramo
μm	Micrómetro
χ²	Prueba χ ² de Pearson

1. ENUMERACIÓN DE ARTÍCULOS QUE COMPONEN LA TESIS

Tesis en formato de compendio de artículos

La tesis consta de 3 objetivos específicos, 2 artículos y 1 estudio no publicado:

1. **Camps-Font O**, Rubianes-Porta L, Valmaseda-Castellón E, Jung RE, Gay-Escoda C, Figueiredo R. Comparison of external, internal flat-to-flat and conical implant-abutment connections for implant-supported prostheses. A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. J Prost Dent. 2021 [Epub ahead of print].

- Factor de impacto (2020): 3.426
- Posición JCR (Dentistry, Oral Surgery and Medicine): 25/91 (2.º cuartil)
- Objetivo: Determinar qué tipo de conexión implantoprotésica es la más eficaz en términos de supervivencia, estabilidad de los niveles óseos peri-implantarios y seguridad biológica y protésica.

2. **Camps-Font O**, González-Barnadas A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E. Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2020;25:e691-9.

- Factor de impacto (2020): 2.047
- Posición JCR (Dentistry, Oral Surgery and Medicine): 62/91 (3.º cuartil)
- Objetivo: Evaluar la influencia del tipo de diseño implantoprotésico en la resistencia a la compresión y patrón de fractura en la situación más desfavorable (*i. e.*, diámetro estrecho y defecto peri-implantario horizontal equivalente a la mitad de su longitud).
- Objetivo: Analizar el efecto de un protocolo de implantoplastia sobre las propiedades morfológicas, topográficas y mecánicas (resistencia a la compresión y fatiga) de implantes dentales de diámetro estrecho con diferentes conexiones implantoprotésicas.

3. **Camps-Font O**, Toledano-Serrabona J, Juiz-Camps A, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fatiga y rugosidad superficial de implantes dentales de diámetro estrecho. Un estudio *in vitro*. Resultados no publicados.

- Objetivo: Analizar el efecto de un protocolo de implantoplastia sobre las propiedades morfológicas, topográficas y mecánicas (resistencia a la compresión y fatiga) de implantes dentales de diámetro estrecho con diferentes conexiones implantoprotésicas.

2. RESUMEN DE LA TESIS

Las rehabilitaciones con implantes dentales son una opción terapéutica segura y predecible para restablecer la función masticatoria y recuperar la estética perdidas en los pacientes total o parcialmente edéntulos. No obstante, no están exentas de la aparición de complicaciones biológicas, mecánicas o estéticas. Uno de los principales factores que pueden condicionar los resultados del tratamiento rehabilitador es el tipo de conexión implantoprotésica.

El primer estudio tuvo el objetivo de evaluar, mediante un metaanálisis en red, la influencia del tipo de conexión implantoprotésica en los resultados clínicos y radiológicos de las prótesis sobre implantes dentales. Para ello, se identificaron todos los ensayos clínicos aleatorizados publicados a partir del año 2009 que comparasen el efecto de al menos dos tipos distintos de interfaces. Las variables respuesta fueron el riesgo de supervivencia, la pérdida ósea marginal peri-implantaria y el riesgo de complicaciones biológicas y protésicas tras 12 meses de carga. Se determinó que las conexiones cónicas eran las más efectivas en términos de pérdida ósea marginal peri-implantaria y complicaciones protésicas, con diferencias estadísticamente significativas en comparación con las interfaces hexagonales externas ($P = 0.011$ y $P = 0.038$, respectivamente).

El segundo estudio trató de evaluar el efecto del diseño implantoprotésico y la implantoplastia en la resistencia a la fractura de implantes dentales de diámetro estrecho con una pérdida de inserción del 50%. Se establecieron 3 grupos de estudio ($n = 16$) según el tipo de conexión implantoprotésica: hexagonal externa, hexagonal interna o cónica. Ocho dispositivos de cada grupo fueron sometidos a implantoplastia y el resto sirvieron como controles. Se registró el grosor de las paredes de cada muestra y se efectuaron ensayos de carga estática. Los resultados mostraron la existencia de una correlación positiva entre el grosor de las paredes del implante y la resistencia a la fractura ($P < 0.011$). Además, el tipo de conexión implantoprotésica también tuvo influencia sobre el comportamiento mecánico de los dispositivos ensayados ($P < 0.011$). En concreto, la interfaz hexagonal externa exhibió una resistencia a la fractura significativamente más elevada en comparación con las otras conexiones. Finalmente, la implantoplastia produjo una reducción cercana al 30% de la fuerza máxima de compresión en todos los grupos de estudio.

El tercer estudio pretendió determinar el efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fatiga de implantes dentales de conexión hexagonal interna de diámetro estrecho en combinación con un defecto peri-implantario horizontal equivalente a la mitad de su longitud. Los objetivos secundarios fueron analizar y valorar, mediante microscopía confocal, los cambios en la rugosidad superficial que ocurrieron en las áreas tratadas. Para ello, se efectuó un estudio *in vitro* siguiendo el método de ensayo de carga dinámica especificado en la norma internacional ISO 14801:2016 para determinar el rango de vida infinita de los dispositivos. En consecuencia, en cada uno de los cuatro niveles de carga se ensayaron al menos dos muestras. El límite de fatiga se definió como el punto a partir del cual tres muestras consecutivas eran capaces de resistir sin fallo $5 \cdot 10^6$ ciclos de carga. El límite de fatiga para el grupo implantoplastia ($n = 10$) y control ($n = 9$) se determinó en los 529 y 551 N, respectivamente. Además, la implantoplastia permitió reducir significativamente la rugosidad de la superficie del implante ($P < 0.001$).

Se puede concluir que el tipo de conexión implantoprotésica condiciona el comportamiento clínico, radiológico y mecánico de los implantes dentales. Por otro lado, incluso en el escenario más desfavorable, el rango de vida infinita de los dispositivos evaluados se encuentra por encima del umbral de las fuerzas ejercidas durante la masticación y deglución (≈ 250 N). Finalmente, mediante la implantoplastia es posible conseguir una superficie mínimamente rugosa y libre de surcos, lo que facilita la eliminación del biofilm.

3. INTRODUCCIÓN

Un área importante de la Odontología es aquella que tiene como objetivo restaurar la función masticatoria y recuperar la estética perdidas a causa de la ausencia de uno o varios dientes. Tradicionalmente, la pérdida o falta de dientes se ha solucionado mediante la utilización de prótesis removible o de puentes sobre dientes naturales. Sin embargo, desde que Brånemark descubrió de forma accidental la osteointegración en 1952 (1), las rehabilitaciones orales han cambiado drásticamente gracias a la introducción de los implantes dentales.

En sus inicios, los implantes dentales se empleaban para mejorar la calidad de vida de los pacientes totalmente edéntulos mediante la fijación de sus prótesis completas (1). Paulatinamente, el tratamiento se fue generalizando hasta convertirse en una opción terapéutica válida para reponer cualquier diente ausente o defectuoso (2). En la actualidad, los implantes dentales son considerados una opción terapéutica segura y predecible, con excelentes resultados tanto a corto como a largo plazo para restaurar la función y la estética perdidas. No obstante, su uso no está exento de la aparición de complicaciones biológicas, mecánicas y/o estéticas.

3.1. EVOLUCIÓN HISTÓRICA

Desde sus comienzos, la humanidad ha usado implantes dentales de una forma u otra para reemplazar las ausencias dentales. La primera evidencia al respecto se remonta al año 600 d.C. y es atribuida al pueblo maya gracias al uso de un dispositivo compuesto por trozos de conchas, con una forma similar a la de un implante laminar, destinado a substituir dientes mandibulares. Con posterioridad, fueron propuestos innumerables materiales (p. ej., oro, iridio, plata, aleación de cromo-cobalto, acero inoxidable, aluminio, etc.) y diseños (p. ej., cilindros, espirales, tornillos, implantes laminares, implantes basales, etc.). En cualquier caso, todos ellos se caracterizaban por estar separados del hueso maxilar debido a la interposición de tejido conectivo y presentar unos resultados a largo plazo insatisfactorios. Por ello, ninguno de los sistemas anteriormente mencionados pudo ser generalizado (3).

Sin lugar a duda, el principal hito de la implantología dental es atribuido al profesor Per-Ingvar Brånemark, un traumatólogo de la Universidad de Göteborg, que en 1952 descubrió de forma accidental las propiedades osteointegrativas del titanio (4). A partir de entonces, él y su equipo

idearon un sistema de implantes de titanio comercialmente puro, roscados y de paredes paralelas que, una vez colocados entre los forámenes mentonianos de la mandíbula, permitían atornillar una prótesis completa. Tras el éxito de los estudios en animales, en 1965 se colocaron los primeros cuatro dispositivos en un paciente. Cuatro años después del inicio de su comercialización en 1978, Brånemark presentó los resultados clínicos de los últimos 17 años en la *Toronto Conference for Osseointegration in Clinical Dentistry* (3). Asimismo, sugirió un protocolo de fresado a baja velocidad para minimizar el inherente daño óseo y la adopción de dos tiempos quirúrgicos: un primero en el que se colocaban los implantes y se suturaba la mucosa encima, para que a lo largo de 3-6 meses se produzca la osteointegración; y un segundo, en el que se descubren dichos implantes para conectar los aditamentos o la prótesis (1,5).

Desde entonces, la aparición de nuevas técnicas clínicas, modificaciones en el diseño y la incorporación de componentes más aceptables desde un punto de vista biológico, ha permitido aumentar el número de indicaciones, mejorar las propiedades mecánicas, incrementar la superficie de contacto con el hueso y acortar los tiempos de tratamiento inicialmente propuestos.

3.2. OSTEOINTEGRACIÓN

Para comprender el proceso de unión del implante al hueso resulta necesario entender los mecanismos que forman parte de la fisiología ósea. De acuerdo con Davies (6), la preparación del lecho peri-implantario puede considerarse como una fractura. De este modo, comprendiendo el proceso de curación de las fracturas óseas lograremos entender el proceso de curación del lecho peri-implantario.

Como consecuencia del fresado e inserción del implante, se produce un daño de los vasos sanguíneos. Este hecho acarrea la aparición de una hemorragia y la consiguiente formación de un coágulo sanguíneo o un hematoma. Las plaquetas (derivados de los megacariocitos) son posiblemente el elemento celular más importante del proceso de curación temprano, ya que su activación acabará causando la liberación al medio extracelular de múltiples elementos vasoactivos (serotonina e histamina), citoquinas y factores de crecimiento como el

transformante beta (TGF- β) o el derivado de las plaquetas (PDGF). Dichos factores juegan un papel muy importante en la regulación de los procesos de curación. Así, tanto el PDGF como el TGF- β inducen la mitogénesis de los fibroblastos y actúan como factores quimiotácticos para los fibroblastos, neutrófilos, células de la musculatura lisa y células osteogénicas. Adicionalmente, también estimulan la proliferación de osteoblastos e inducen al reclutamiento, migración y proliferación de células derivadas de la médula ósea (7).

Después de la desgranulación plaquetaria, se produce la secreción de metabolitos del ácido araquidónico, que causarán vasoconstricción, y se iniciará la cascada de la coagulación. El cese de la circulación en los extremos del lecho peri-implantario causará isquemia y, posteriormente, necrosis por la falta de aporte de O₂. La necrosis, además de ser el preludio de la lisis del coágulo por los leucocitos, es un fenómeno complejo que incluye mecanismos de *feedback* entre factores de señalización, mitógenos y quimiotácticos. El fenómeno de diapédesis de los leucocitos hacia el coágulo sanguíneo es producido por factores que potencian la adhesión de las células inflamatorias a las células endoteliales (leucotrienos) y por quimio-atrayentes (trombina y productos de degradación tisular). La mayoría de estos factores son liberados por las plaquetas, las células endoteliales y los propios leucocitos. Durante las primeras 24-48 horas, la población celular dominante son los neutrófilos, aunque rápidamente serán reemplazados por los macrófagos. Ambos tipos celulares se encargarán de la lisis del coágulo y del tejido necrótico mediante mecanismos fagocíticos intra- y extracelulares. El gradiente de concentración de O₂ (que disminuye paulatinamente hacia el centro de la herida) servirá de señal quimiotáctica para las células mesenquimales y endoteliales (7).

El fenómeno de la angiogénesis se inicia principalmente a partir de las vénulas post-capilares gracias a la degradación de la membrana basal por parte de las células endoteliales y posterior migración y proliferación para formar capilares.

Los conceptos actuales sobre curación endoósea se basan en que la matriz ósea únicamente es sintetizada por los osteoblastos. Dichos osteoblastos son células secretoras que únicamente se encuentran unidas a la superficie formadora de hueso. A medida que la matriz extracelular secretada por los osteoblastos se mineraliza, sus procesos celulares quedan rodeados por esta, y se convierten en osteocitos. Como resultado de la actividad sintética polarizada de los osteoblastos, a excepción de la formación ósea embrionaria intramembranosa, el hueso únicamente

crece mediante aposición. Es decir, únicamente se formará hueso si previamente se ha depositado matriz ósea. A medida que los osteoblastos quedan rodeados de matriz y se transforman en osteocitos, el único método que tiene la superficie formadora de hueso para recibir más adiciones es que estos últimos recluten más células osteogénicas. Por último, debe tenerse en cuenta que una vez se ha iniciado la formación de hueso, la matriz y las células que la han sintetizado casi no tienen capacidad de gobernar el patrón de crecimiento óseo en la superficie del implante. En otros términos, el hueso crecerá si existe un continuo reclutamiento y migración de células osteogénicas hacia el implante. El proceso de formación ósea se produce gracias a dos fenómenos: la osteogénesis a distancia y la osteogénesis de contacto (6).

La osteogénesis a distancia se caracteriza porque el nuevo hueso empieza a formarse desde la superficie del hueso antiguo hacia el implante. La superficie ósea del lecho peri-implantario proporcionará las células osteogénicas que formarán una matriz que terminará invadiendo el implante (6).

En la osteogénesis de contacto o formación ósea *de novo*, el hueso empieza a formarse desde la superficie del implante hacia el hueso antiguo. En consecuencia, la osteogénesis de contacto queda supeditada a que se produzca el reclutamiento y migración de las células osteogénicas en diferenciación hacia la superficie del implante (*i. e.*, osteoconducción), así como la formación ósea *de novo* por parte de estas mismas células (6).

Una vez las células óseas lleguen a la superficie del implante a través de su migración por la fibrina, se iniciará la formación de una matriz mineral previa formación de una línea cementante. Estas líneas son secretadas por una matriz mineralizada libre de colágeno sintetizada por los osteoblastos, se invaginan y enclavan a partir de la actividad osteoclástica y juegan un papel clave en el establecimiento de la interfaz entre el hueso antiguo y el nuevo. La formación ósea *de novo* se debe a un proceso en cascada que puede ser resumido en los siguientes en cuatro pasos (6):

1. Adsorción de las proteínas óseas no colágenas como la osteopontina y la sialoproteína a la superficie sólida.
2. Nucleación del fosfato de calcio para iniciar la mineralización.
3. Crecimiento de los cristales de fosfato de calcio e inicio del ensamblado de fibras de colágeno.
4. Calcificación del colágeno.

La mineralización de la matriz con fibras de colágeno dará lugar al denominado hueso reticular, un tejido relativamente desorganizado, sin una estrecha relación con el colágeno (*i. e.*, extrafibrilar), y mecánicamente débil. Durante la fase de remodelado, el hueso reticular será eliminado por la acción de los osteoclastos y reemplazado por hueso laminar (7).

3.3. REMODELADO ÓSEO

El hueso es un tejido vivo que está en constante cambio a lo largo de vida. Dicho remodelado permite disponer de un mecanismo para la regeneración del tejido óseo dañado y, además, desempeña un papel importante en el equilibrio de calcio y fosfato.

El remodelado óseo es posible gracias a la acción secuencial y antagónica, aunque interdependiente, de los osteoclastos y los osteoblastos. No obstante, al igual que en el proceso de osteointegración, la célula encargada de dirigir el remodelado óseo es el osteocito. Los osteocitos, el tipo celular más abundante del esqueleto adulto, se disponen a través de una red dendrítica para interconectarse entre sí, con los vasos sanguíneos y con el resto de las células óseas. Por este motivo, a fin de mantener el equilibrio óseo homeostático, ellos son los encargados de dirigir y regular la actividad de reabsorción de los osteoclastos y la segregativa de los osteoblastos (8,9).

Partiendo de un estado de quiescencia, la detección por parte de los osteocitos de un determinado estímulo mecánico o biomecánico desencadena el inicio del proceso de remodelado. Así, se produce la retracción de algunas de las células de revestimiento de la superficie del endostio (*i. e.*, osteoblastos post-mitóticos aplanados) y las metaloproteinasas de la matriz

extracelular degradan la membrana de colágeno subyacente. Además, la liberación del ligando de receptor activador para el factor nuclear κ B (RANKL) por parte de los osteocitos y, en menor medida, por otras células osteoblásticas permite la activación de la osteoclastogénesis (10).

Los osteoclastos son células multinucleadas, originadas a partir de la fusión de células precursoras del linaje monocito/macrófago, que descalcifican y degradan la matriz ósea por medio de ácido clorhídrico y proteólisis, respectivamente. Este proceso dará lugar, por un lado, a la expresión y secreción de citoquinas que inducen la proliferación y maduración de células osteoprogenitoras en osteoblastos; y, por el otro, a la creación de una matriz ósea no mineralizada que servirá de superficie receptora sobre la cual se depositará el nuevo hueso. Por su parte, tanto los osteoblastos como los osteocitos se encargarán de regular la reabsorción ósea a partir de la secreción de osteoprotegerina, una proteína soluble que actúa como inhibidor de RANKL (10).

Una vez los osteoblastos alcanzan la superficie de la cavidad reabsorbida, se empezará a depositar nueva matriz osteoide que posteriormente se calcificará. Aquellos que no sufran apoptosis ni se diferencien en osteocitos se convertirán en las células de revestimiento óseo. En cualquier caso, una vez más será el osteocito quien, a partir de la liberación de esclerostina, regule la formación ósea y la diferenciación osteoblástica. Además, algunas investigaciones recientes sugieren que la esclerostina, además de tener actividad antianabólica, podría tener un papel catabólico, que favorece la maduración de las células preosteoclasticas para iniciar de nuevo el proceso (10).

Como se ha comentado anteriormente, el hueso resultante del proceso de remodelado es el hueso laminar, el cual se caracteriza por la disposición en paralelo de las fibras de colágeno y formación de cristales de hidroxapatita dentro de ellas (*i. e.*, interfibrilar). Esta arquitectura es la que le confiere sus propiedades mecánicas y biológicas únicas, y le proporciona la rigidez suficiente para resistir la presión y las fuerzas de tracción, pero manteniendo la elasticidad (7).

3.4. DISEÑO DE LOS IMPLANTES DENTALES

Actualmente, casi todos los implantes dentales tienen forma de raíz. Están disponibles en diferentes materiales, formas, diámetros, longitudes y superficies. De hecho, se ha estimado que existen más de un millar de implantes y aditamentos protésicos distintos (11).

A grandes rasgos, las distintas marcas de implantes dentales se diferencian entre sí por modificaciones de su forma (macrodiseno) y de su superficie (micro y nanodiseño). Debe resaltarse que en el presente apartado únicamente se abordarán las principales características morfológicas desde un punto de vista eminentemente descriptivo. Así, la influencia de todos ellos sobre la supervivencia, éxito y/o aparición de complicaciones será tratada de forma oportuna en las secciones pertinentes.

3.4.1. MACRODISEÑO

La topografía a escala milimétrica engloba todos aquellos aspectos relacionados con el diseño del implante dental. En sentido corono-apical, en el implante pueden diferenciarse cuatro partes: conexión implantoprotésica, cuello, cuerpo y ápice.

3.4.1.1. CONEXIÓN IMPLANTOPROTÉSICA

En algunos diseños, la mayoría de ellos asociados a implantes de diámetro estrecho, el aditamento protésico se encuentra fusionado al implante para mejorar sus propiedades mecánicas (*i. e.*, implantes de una pieza). No obstante, en la mayoría de los casos implante y el aditamento protésico son dos componentes independientes que se unen por medio del tornillo protésico (*i. e.*, implantes de dos piezas). En consecuencia, cuando hablamos de conexión implantoprotésica nos referimos implícitamente a los implantes de dos piezas. Más concretamente, a la porción que sirve de asiento y retención del componente protésico (*i. e.*, la denominada plataforma).

En función de su morfología, las conexiones implantoprotésicas pueden ser clasificadas en dos grandes grupos: hexagonal externa e internas. A su vez, estas últimas pueden ser subdivididas en los sistemas planos o geométricos (p. ej., triángulos, hexágonos u octágonos) y en las interfaces cónicas o Cono Morse (puras o mixtas) (12).

La conexión hexagonal externa se caracteriza por presentar la interfaz por encima de la plataforma del implante (13). Esta ha sido ampliamente utilizada desde el desarrollo del primer implante osteointegrado: el sistema Brånemark. Aunque en la práctica clínica de hoy en día sigue empleándose, este tipo de conexión presenta algunos inconvenientes. Sin duda, el principal de ellos es el micromovimiento del pilar, un factor que ha sido asociado a un mayor riesgo de complicaciones mecánicas y biológicas (14).

Para superar tales desventajas, se diseñaron y comercializaron las conexiones internas. Estas han conseguido reducir el riesgo de aflojamiento y fractura del tornillo protésico y han mejorado la disipación de las fuerzas de carga a lo largo de las paredes del implante. Además, varios estudios *in vitro* han demostrado que las conexiones internas reducen la brecha implante-pilar y, por consiguiente, la penetración bacteriana posterior (15,16). Por último, también pueden beneficiarse del empleo de aditamentos protésicos de un diámetro menor al de la plataforma del implante (*i. e.*, cambio de plataforma) para minimizar la pérdida ósea marginal peri-implantaria y el estrés alrededor del cuello del implante (17,18).

3.4.1.2. CUELLO

Según la morfología, podemos encontrar implantes con cuello recto, expansivo o contraído. La principal repercusión clínica de esta característica va relacionada con el grado de estabilidad primaria potencial que puede obtenerse con cada uno de ellos (19). Así, al menos desde un punto de vista teórico, en aquellas situaciones clínicas en que la obtención de estabilidad primaria está comprometida (p. ej., sector posterior del maxilar superior), el empleo de implantes con cuello expansivo podría ser de ayuda.

Respecto a la superficie del cuello, estos pueden ser clasificados en dos grandes grupos: pulida y rugosa. Los implantes de cuello pulido se caracterizan por la presencia de una porción transmucosa unida a la porción intraósea del mismo. De esta manera, la conexión con el pilar protésico se ubica a una mayor distancia del hueso, un hecho que ha sido asociado a una menor pérdida ósea marginal (20). Además, su escasa rugosidad superficial dificulta la colonización bacteriana y, en consecuencia, es una medida de prevención de las enfermedades peri-implantarias (21). En contraposición, este enfoque de tratamiento puede presentar limitaciones mecánicas y especialmente estéticas, ya que en ocasiones el componente

supracrestal pulido puede intuirse a través de los tejidos blandos peri-implantarios o incluso visualizarse si se coloca por encima del nivel mucoso. Por su parte, la plataforma de los implantes de cuello rugoso se ubica a la altura de la cresta ósea residual, y el aditamento protésico ocupa toda la porción transmucosa una vez está atornillado. De esta manera, se consigue mejorar el perfil de emergencia y los resultados estéticos de la rehabilitación. A su vez, aunque la evidencia al respecto es limitada y controvertida, la presencia de microespiras podría mejorar las propiedades mecánicas y minimizar el remodelado óseo (22-24). Sin embargo, en caso de producirse, la exposición de una microtopografía rugosa puede asociarse a un mayor riesgo de colonización bacteriana.

3.4.1.3. CUERPO

El cuerpo es la parte del implante que se coloca dentro del hueso y que se une al mismo. Según su morfología, puede tener un diseño cilíndrico de paredes paralelas o que presentan un estrechamiento gradual. Estos últimos, los cónicos, pueden alcanzar una mayor estabilidad primaria.

Aunque existen ciertos diseños sin espiras que se insertan por impacto, la mayoría de los sistemas de implantes comercializados en la actualidad son roscados. Así, estos últimos se caracterizan por la presencia de espiras para anclarse en el hueso. Por norma general, el lecho quirúrgico resultante del protocolo de fresado es más estrecho que el diámetro del implante. De modo este modo, el implante ejerce una cierta presión sobre el hueso alveolar a medida que va siendo introducido, lo que permite incrementar la superficie primaria de contacto entre ambas estructuras. Además, las espiras parecen disminuir la tensión en la zona de transición entre hueso e implante durante la carga oclusal. Las espiras son un factor importante en la consecución de la estabilidad primaria. Así, factores como la profundidad, geometría, anchura o distancia de separación entre espiras pueden ser determinantes (25). Por ejemplo, cuanto más profundas sean las espiras y menor distancia de separación exista entre ellas, mayor será la superficie del implante en contacto con el hueso, un hecho que podría ser beneficioso en presencia de hueso poco denso o en implantes postextracción.

3.4.1.4. ÁPICE

El ápice es la parte del implante que se encuentra más alejada de la conexión implantoprotésica. Este puede presentar unas muescas que actúan como cámaras para recoger los residuos de sangre y hueso que el implante arrastra al roscarse, lo cual reduce el torque de inserción. En otras ocasiones pueden observarse orificios para que el hueso alveolar pueda crecer a través de ellos y aumentar la resistencia a la torsión.

Su morfología también puede condicionar la estabilidad primaria conseguida en la primera fase quirúrgica. Así, en casos de implantes postextracción y/o carga inmediata, es aconsejable utilizar diseños con un ápice activo en detrimento de los planos o redondos.

3.4.1.5. LONGITUD

Las longitudes más habituales de implantes oscilan entre los 8 y 13 mm. Si bien antiguamente existía la creencia de que, a mayor longitud, mejores propiedades mecánicas, diversos análisis de elementos finitos han demostrado que la longitud del implante no juega un papel relevante sobre el estrés ejercido al hueso peri-implantario (26,27). En efecto, lejos de distribuirse de manera homogénea a lo largo de toda la superficie del dispositivo, las tensiones máximas se concentran alrededor del cuello (27). Por todo ello, los implantes cortos (*i. e.*, longitud inferior a 8 mm) han sido propuestos como alternativa a los procedimientos de elevación del seno maxilar, regeneración ósea vertical, distracción osteogénica y/o la transposición/lateralización del nervio dentario inferior, a fin de simplificar el tratamiento y minimizar la incidencia de complicaciones asociadas (28). No obstante, la no restitución de los parámetros anatómicos perdidos puede propiciar la creación de restauraciones poco higiénicas y, en consecuencia, aumentar el riesgo de desarrollar enfermedades peri-implantarias (29).

3.4.1.6. DIÁMETRO

Los implantes más empleados en la práctica clínica suelen tener un diámetro que oscila entre los 3.3 y 5 mm. A pesar de la inexistencia de una clasificación universalmente aceptada hasta la fecha, generalmente se acepta como implante estrecho aquel cuyo diámetro es igual o inferior a 3.5 mm y como ancho cuando este es de al menos 5 mm (30,31).

Los implantes estrechos han conseguido aumentar el espectro de tratamiento implantológico gracias al reemplazo de aquellos dientes con un espacio interdental o interimplantario reducido. De hecho, a fin de obtener un perfil de emergencia y un resultado estético óptimos, estos implantes estrechos son considerados de elección cuando se pretende reemplazar un incisivo lateral superior o uno o varios incisivos inferiores. Además, la experiencia clínica sugiere que, cuando el grosor óseo disponible es limitado, los implantes estrechos pueden evitar o reducir la realización de procedimientos de regeneración ósea guiada o *split-crest*. De esta manera, de forma similar a los implantes cortos, permiten reducir la morbilidad de la intervención quirúrgica, su coste económico, acortar el tiempo de tratamiento y simplificar el procedimiento. No obstante, a igualdad de longitud, el diámetro sí que parece influir sobre las fuerzas transmitidas a la porción más coronal del hueso que rodea al implante. En este sentido, Himmlová y cols. (26) observaron que los implantes de 3.6 mm incrementaron el nivel de estrés medio en un 31.5% y 47.9% cuando se compararon con los de 4.2 mm y 5.0 mm, respectivamente. Finalmente, la evidencia científica a largo plazo es de dudosa calidad metodológica, principalmente con relación al éxito de los de diámetro de 3.25 mm o inferior.

Clásicamente se ha considerado que el incremento del diámetro permite mejorar las propiedades biomecánicas de los implantes. Dicha afirmación se basa en diversos análisis de elementos finitos, los cuales concluyen que el uso de implantes anchos, además de disminuir el riesgo de fractura del propio implante y/o de los componentes protésicos, reducen las fuerzas transmitidas al hueso crestral peri-implantario y la consiguiente pérdida ósea marginal (26,32). No obstante, tales hallazgos parecen no extrapolarse a la práctica clínica, ya que siempre y cuando se siga un adecuado protocolo quirúrgico y prostodóncico, el papel que ejerce el diámetro es secundario (33,34). Curiosamente, en un metaanálisis de estudios longitudinales, Lee y cols. (31) reportaron que los implantes de ≥ 6 mm de diámetro se asociaron a un mayor índice de fracasos (RR = 50; IC95%: 4.55 a ∞ ; $P = 0.001$). De todas maneras, debe puntualizarse que el incumplimiento de los principios biológicos podría estar actuando como un factor de confusión. En este sentido, parece lógico pensar que cuanto mayor sea el diámetro del implante, más disponibilidad ósea en sentido vestibulo-palatino/lingual va a necesitarse. En efecto, una reciente investigación ha constatado que el grosor crítico del hueso vestibular necesario para prevenir una marcada reabsorción fisiológica durante el proceso de remodelado óseo es de 1.5 mm (35). Por lo tanto, en ausencia de dicho grosor, la consecuente exposición

de la superficie del implante podría terminar favoreciendo su contaminación y cronificar la subsiguiente infección peri-implantaria.

3.4.2. MICRODISEÑO

Ya en 1981, Albrektsson y cols. consideraron que la superficie del implante desempeña un papel crucial durante el período de cicatrización y osteointegración y, en definitiva, en el éxito a largo plazo del tratamiento (36). Es la única parte del dispositivo que se encuentra en contacto con los tejidos del hospedador y, en consecuencia, sus características topográficas (*i. e.*, rugosidad), físicas (*i. e.*, energía libre de superficie y mojabilidad), químicas (*i. e.*, composición) y mecánicas (*i. e.*, dureza) van a ser claves para lograr que la unión estructural entre hueso e implante sea fuerte, estable, duradera y predecible (36).

Si bien es cierto que en el mercado pueden encontrarse implantes de dióxido de circonio, la mayoría están compuestos de titanio comercialmente puro o de aleaciones de titanio con otros metales.

El titanio es el noveno elemento y séptimo metal más abundante en la corteza terrestre. Una vez es expuesto al aire y al vapor de agua atmosférico, forma una fina capa de óxido (*i. e.*, óxido de titanio) de entre 1.5 y 10 nm de grosor en su superficie. Este hecho es el causante de su excelente biocompatibilidad debido a su buena estabilidad química, alta resistencia a la corrosión y no toxicidad.

Los primeros implantes utilizados a nivel clínico fueron producidos a través de un proceso de torneado de una barra de titanio grado IV comercialmente puro. Un procedimiento que da lugar a la obtención de una superficie mínimamente rugosa, es decir, con un valor S_a (*i. e.*, desviación media aritmética de la rugosidad de la superficie) entre 0.5 y 0.8 μm según el tamaño y dureza del instrumento de corte y de la técnica empleada para evaluarla (Tabla 1) (37,38). Sin embargo, un número sustancial de estudios experimentales realizados durante la década de 1990 demostraron que los implantes con superficies moderadamente rugosas (S_a entre 1 y 2 μm) se asociaban a un proceso de osteointegración más predecible, corto y de mayor calidad en comparación a los implantes mecanizados y rugosos ($S_a > 2 \mu\text{m}$). Es por ello que la mayoría de los implantes comercializados hoy en día se producen dentro de este rango

de topografía de superficie. Las técnicas de modificación de superficie incluyen, entre otros, métodos físicos, químicos, electroquímicos o de revestimiento. De todos modos, cabe señalar que la aplicación de cualquiera de ellos, además de producir cambios a nivel topográfico, también alterará la composición química y la energía de superficie del implante.

Tabla 1. Clasificación de las superficies según su rugosidad (37,38).

Tipo de superficie	Valores S_a	Componentes
Lisa	< 0.5 μm	Pilares protésicos
Mínimamente rugosa	0.5 a 1 μm	Implantes mecanizados Superficie OSSEOTITE®
Moderadamente rugosa	1.0 a 2.0 μm	Casi todos los implantes actuales
Rugosa	> 2.0 μm	Plasma-espray de titanio Recubrimiento hidroxiapatita 1.ª generación

A grandes rasgos, existen dos grandes enfoques para aumentar la rugosidad de los implantes mecanizados: los de sustracción (*i. e.*, creando concavidades) y de adición (*i. e.*, creando protuberancias).

3.4.2.1. TÉCNICAS DE ADICIÓN

Mediante técnicas de adición como el plasma-espray de titanio o los recubrimientos con hidroxiapatita de primera generación es posible obtener superficies rugosas ($S_a > 2 \mu\text{m}$). Clásicamente se ha considerado que los implantes mecanizados requieren un período de curación de 3 meses en la mandíbula y 6 meses en el maxilar superior (36). Esta fue probablemente una de las razones por las que aparecieron en el mercado las llamadas superficies rugosas, las cuales proporcionan mejores propiedades mecánicas y un contacto más rápido y de mayor magnitud entre la superficie del implante y el hueso (39). No obstante, a pesar de su excelente estabilidad inicial y ajuste, tales características pueden, a su vez, actuar en contra de su pronóstico clínico. En efecto, sea a causa de una reacción a cuerpo extraño por la exfoliación de partículas o por la colonización bacteriana de su superficie una vez expuesta

a la cavidad oral, el rendimiento clínico de estos implantes no fue el esperado (40,41). En cualquier caso, debe mencionarse que, con la aparición de nuevos métodos de deposición (p. ej., chorreado a súper alta velocidad, pulverización iónica o revestimiento iónico), diversos estudios *in vitro* e *in vivo* han logrado obtener superficies moderadamente rugosas ($S_a \approx 1.8 \mu\text{m}$) mediante recubrimientos bioactivos de hidroxiapatita más adheridos, finos ($5 \mu\text{m}$ en lugar de $100 \mu\text{m}$) y uniformes (42-44). Los resultados de dichas investigaciones, aunque prometedores, deberán ser confirmados por medio de estudios clínicos (42).

3.4.2.2. TÉCNICAS DE SUSTRACCIÓN

Las principales técnicas que permiten eliminar material de la superficie son el grabado, el chorreado de partículas, la combinación del chorreado y arenado y la oxidación anódica.

El grabado ácido es un método de sustracción químico que, por si solo, únicamente consigue eliminar las marcas de corte resultantes del proceso de torneado, dejando una superficie irregular sin aumentar significativamente el valor de S_a . En consecuencia, el grabado ácido no es suficiente para producir una superficie moderadamente rugosa. Un ejemplo de ello es la superficie OSSEOTITE® introducida por BIOMET 3i (Palm Beach Gardens, Florida, EE. UU.) en 1996, la cual se caracteriza por la aplicación de ácido hidrofúorídrico para remover la capa de óxido y crear microrugosidades y, posteriormente, de ácido hidroclicórico y sulfúrico para modificar la estructura submicrónica. La superficie resultante, aplicada sobre titanio de grado IV, tiene un S_a medio cercano a $0.7 \mu\text{m}$ (45).

La rugosidad lograda con el chorreado variará según el medio empleado (p. ej., arena de dióxido de titanio o óxido de aluminio), el tamaño y la forma de las partículas, la presión ejercida y la distancia desde el equipo de chorreado hasta el implante. Sirva como muestra la superficie TiOblast®, la cual fue distribuida por Astra Tech® (Astra Tech AB, Mölndal, Suecia) entre 1990 y 2004. Mediante un procedimiento sustractivo físico, a partir del chorreado de partículas esféricas de arena de dióxido de titanio, era posible obtener una topografía bien definida y con un valor de S_a de $1.1 \mu\text{m}$ (46).

Los máximos exponentes de la combinación del chorreado y grabado ácido son, sin ningún tipo de duda, las superficies SLA® (Institut Straumann AG, Basel, Suiza) y OsseoSpeed™ (Astra Tech Implant System, Dentsply, Germany). Comercializada desde 1994, la superficie SLA se

caracteriza por el arenado inicial mediante partículas de óxido de aluminio de grano medio o grueso y posterior grabado con una mezcla de ácido clorhídrico y sulfúrico. El proceso resultante, empleado tanto sobre titanio de grado IV como en una aleación de compuesta de dióxido de circonio y titanio (Roxolid®), da lugar a una topografía de rugosidad moderada ($S_a \approx 1.5 \mu\text{m}$) y compleja debido a la presencia de cráteres y microcavidades (47). A fin de mejorar las propiedades físicas de la superficie (*i. e.*, energía libre de superficie y mojabilidad) y acortar el periodo de osteointegración, el fabricante incorporó en 2005 una modificación (SLActive®, Institut Straumann AG, Basel, Suiza) consistente en un enjuagado con protección de nitrógeno y posterior almacenamiento en una solución isotónica de cloruro de sodio (48). Por su parte, la superficie OsseoSpeed™ supone la evolución de la anteriormente mencionada TiOblast® (46). Así, una vez efectuado el chorreado con arena de dióxido de titanio, el implante es tratado con una solución diluida de ácido fluorhídrico para reducir ligeramente la rugosidad de la superficie (S_a entre 1.3 y 1.8) y producir cambios a nivel nanométrico. Más concretamente, la presencia de fluoruros aumentaría la velocidad de sedimentación de los iones de calcio, provocando un aumento en la densidad de la estructura trabecular ósea tras la estimulación de la actividad de las células osteoprogenitoras y la fosfatasa alcalina (46).

La oxidación anódica (*i. e.*, anodización) es un método químico que tiene como finalidad controlar y aumentar el grosor (de 10 nm a 10 μm) de la capa de óxido de titanio que, de forma espontánea, aparece sobre la superficie del titanio una vez este ha finalizado el proceso de torneado y es expuesto al aire y al vapor de agua atmosférico. De esta manera, es posible mejorar la biocompatibilidad y la resistencia a la corrosión del material (45). Brevemente, el procedimiento de anodización se inicia con el grabado ácido de la superficie mecanizada para eliminar la capa de óxido de titanio natural y posibles contaminantes presentes en ella. Seguidamente, se introduce dentro de una solución electrolítica de ácido fosfórico para aplicar una corriente continua. Esta medida acarreará la formación de una nueva capa más gruesa (proporcional al voltaje aplicado) y, a su vez, debido al intercambio entre iones de titanio y fósforo, cambios en la composición química de la misma. Finalmente, una vez se supera cierto umbral, la capa se rompe y da lugar a una superficie moderadamente rugosa y porosa. TiUnite® (Nobel Biocare AB, Zurich, Suiza), disponible desde 2001 y aplicada en titanio grado IV, es el ejemplo paradigmático de todo ello ($S_a \approx 1.5 \mu\text{m}$) (47).

Finalmente, cabe destacar que existen otras técnicas de modificación de superficie. Ejemplo de ello es la superficie Biomimetic® (Avinent Implant System, Santpedor, España), obtenida al combinar un procedimiento físico (*i. e.*, arenado con óxido de aluminio) y químico (*i. e.*, anodización en una solución electrolítica rica en calcio y fósforo) sobre titanio grado V. El producto resultante es una superficie de rugosidad moderada ($S_a \approx 1.8 \mu\text{m}$), porosa y con una composición química rica en iones de calcio y fósforo (49). En otros casos, se ha propuesto la creación de microcanales sobre el cuello del implante (Laser-Lok®, BioHorizons®, Birmingham, Alabama, EE. UU.) mediante ablación láser para propiciar una unión física del tejido conectivo (50). Asimismo, a través de procedimientos mecánicos o químicos es posible reducir la rugosidad del proceso de torneado, una técnica actualmente utilizada para obtener aditamentos protésicos con una superficie lisa ($S_a < 0.5 \mu\text{m}$) que dificulte la adhesión bacteriana (51).

3.4.3. NANODISEÑO

Una vez Albrektsson y cols. (36) establecieron que los tratamientos de superficie a escala micrométrica juegan un papel importante en la respuesta biológica de los implantes dentales, los avances en ingeniería de materiales han permitido fabricar superficies de implantes con modificaciones a nivel nanométrico. Desde un punto de vista teórico, la presencia de componentes nanométricos favorecería la formación de sitios de unión para las proteínas durante las primeras fases del proceso de osteointegración. De esta manera, terminaría obteniéndose una unión entre hueso-implante más rápida, de mayor magnitud y estable. A su vez, aplicado a los componentes transmucosos, tales modificaciones crearían un entorno óptimo para mejorar la adhesión de la mucosa peri-implantaria.

Dos ejemplos de implantes comercializados con componentes nanométricos en su superficie son la NanoTite™ (BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, EE. UU.) y, como se ha mencionado anteriormente, la OsseoSpeed™ (Astra Tech Implant System, Dentsply, Germany) (47). En la superficie de BIOMET 3i, una vez finalizado el grabado ácido, se deposita fosfato de calcio de tamaño nanométrico mediante un proceso sol-gel. Por su parte, OsseoSpeed™ se caracteriza por la incorporación de iones flúor una vez el implante es sumergido en solución diluida de ácido fluorhídrico. No obstante, debe puntualizarse que, aunque sea de forma inintencionada, otras superficies como TiUnite® (Nobel Biocare AB, Zurich, Suiza) y SLActive® (Institut

Straumann AG, Basel, Suiza) han demostrado poseer nano-patronos distintivos (47). En cualquier caso, sea de forma buscada o fortuita, la existencia de dichas características podría ser una de las razones de porque estas presentan aposición ósea mejorada en comparación a la de sus predecesoras.

Finalmente, múltiples estudios experimentales *in vitro* e *in vivo* han propuesto anclar elementos inorgánicos (p. ej., titanio, plata, diamante, fosfato de calcio o zinc) o orgánicos (p. ej., factores de crecimiento, proteínas, polisacáridos o fármacos) en la superficie del implante mediante enlaces bioquímicos. De esta manera, sería posible inducir o inhibir reacciones en el tejido vivo y, por consiguiente, lograr una interacción entre el material y el hospedador más controlada. No obstante, son necesarios estudios clínicos en humanos para evaluar el comportamiento real de estos procedimientos (52).

3.5. SUPERVIVENCIA Y ÉXITO

La supervivencia y en especial el éxito son aspectos determinantes a la hora de medir los resultados del tratamiento implantológico. Actualmente, debido a los avances que ha experimentado la implantología en últimos años y las altas expectativas de tratamiento de los pacientes, parece evidente que las tasas de supervivencia del implante o de un determinado aspecto (p. ej., pérdida ósea marginal < 2 mm) *per se* son insuficientes a la hora de valorar el resultado clínico del tratamiento. En consecuencia, es necesario diseñar e implementar criterios de éxito que permitan valorar aspectos quirúrgicos-prostodóncicos en su conjunto y no en sus aspectos individuales.

3.5.1. SUPERVIVENCIA

La supervivencia se define como la permanencia del implante en boca en el momento de la exploración, independientemente de su estado y/o de la satisfacción del paciente. Si bien en la gran mayoría de casos la pérdida de un implante es una consecuencia de la aparición de complicaciones biológicas, en otras ocasiones esta puede ser debida por causas mecánicas. En cualquier caso, afortunadamente, el riesgo de fracaso a corto y largo plazo puede considerarse muy bajo. En este sentido, Wennerberg y cols. (53) publicaron una revisión sistemática y

metaanálisis sobre 62 estudios observacionales (17,837 implantes) con un seguimiento mínimo de 10 años para conocer el riesgo de fracaso a largo plazo. Los resultados del estudio revelaron una supervivencia ponderada global del 96.35% (IC95%: 95.75 a 96.95).

Se entiende por fracaso mecánico cualquier situación (p. ej., fractura del dispositivo o deformación de la plataforma) que acarree la pérdida de la utilidad del implante. A pesar de ser una complicación crítica, existen pocos estudios debido a su baja frecuencia. Así, dos estudios de cohortes retrospectivos realizados sobre 18,700 y 19,087 implantes y con 10 años de seguimiento reportaron un riesgo de fractura del 0.20% (IC95%: 0.14 a 0.27) (54) y 0.37% (IC95%: 0.29 a 0.46) (55), respectivamente. Los datos provenientes de otras investigaciones concuerdan al respecto (56). Se ha sugerido que los fracasos mecánicos pueden ser resultado de la combinación de diversos factores relacionados con el paciente, como la actividad parafuncional; factores protésicos, tales como el diseño inadecuado, aflojamiento del tornillo o la sobrecarga oclusal; y factores del implante, como características del diseño o material que causen debilidad estructural. Además, Lee y cols. (55) observaron que 51 de las 70 fracturas registradas (72.9%) ocurrieron en implantes con peri-implantitis y, de estas, la mayoría (32 casos) sucedieron alrededor de implantes con una pérdida ósea marginal > 50% de la longitud del implante. También se constató un cambio en el patrón de fractura debido a que, mientras el grueso de fracturas en los implantes con una pérdida de soporte < 50% se dieron a nivel del módulo crestal (68.4%), en el 68.8% de sus contrapartes ocurrieron por debajo ($P = 0.001$) (55). Los autores sugirieron que tales hallazgos podrían ser debidos a una dispersión inadecuada del estrés cuando estos implantes son sometidos a fuerzas desfavorables (57). No obstante, tampoco debe descartarse que tanto la pérdida ósea como el proceso infeccioso fueran consecuencia de la fractura y no la inversa (58).

Los fracasos biológicos engloban todas aquellas causas relacionadas con la afectación de los tejidos de soporte del implante. A su vez, pueden dividirse en tempranas o tardías en función de si ocurren antes o después de la carga protésica. A lo largo de los próximos apartados se expondrá de forma detallada todos aquellos factores que han sido relacionados con un mayor riesgo de fracaso temprano o tardío.

3.5.2. ÉXITO

Para que un implante sea considerado como exitoso deben cumplirse, además de su presencia en boca, una serie de criterios clínicos y radiográficos adicionales. De este modo, el porcentaje o tasa éxito nunca va a ser superior al de la supervivencia.

Aunque numerosas publicaciones han propuesto criterios para evaluar el éxito del tratamiento implantológico a lo largo de las últimas tres décadas (59-62), los parámetros sugeridos por Albrektsson y cols. en 1986 siguen siendo los más utilizados por parte de la comunidad odontológica (63). Este hecho resulta sorprendente, pues los materiales, técnicas e indicaciones terapéuticas actuales difieren considerablemente de las del año de su publicación. Por ejemplo, los implantes de superficie moderadamente rugosa han demostrado tener una tasa de supervivencia más elevada que los mecanizados o rugosos (53,64). Además, la aparición de nuevas conexiones implantoprotésicas, técnicas clínicas y/o componentes biológicamente más aceptables han conseguido minimizar la pérdida ósea marginal. En consecuencia, el remodelado óseo peri-implantario, universalmente aceptado como ≤ 2 mm durante el primer año de carga y < 0.2 mm anuales a partir de entonces, puede que en la actualidad ya no sea un criterio de éxito válido (62,63).

En un interesante trabajo de revisión, Papaspyridakos y cols. (2) examinaron los criterios de éxito más frecuentemente empleados. Aunque los resultados pusieron de manifiesto la ausencia de unos criterios uniformes, la mayoría de ellos utiliza parámetros relacionados con el implante (p. ej., movilidad, dolor, radiotransparencia, pérdida ósea > 1.5 mm), los tejidos blandos peri-implantarios (p. ej., supuración, sangrado, profundidad de sondaje), la prótesis (p. ej., complicaciones técnicas, función adecuada, estética) y/o la valoración subjetiva del paciente (p. ej., habilidad para masticar, malestar, satisfacción). Independientemente de los criterios de éxito empleados, la tasa de éxito a los 5 y 10 años osciló del 63.8% (65) a 100% (66) y 74.5% (67) a 96.9% (68), respectivamente. La variabilidad observada podría justificarse, además, por el número de ítems que compone cada uno de los criterios utilizados. De forma más precisa, por cada parámetro adicional, la tasa de éxito disminuyó de media entre un 4 y 9% (2). De todos modos, es necesario que la comunidad científica defina e implemente unos criterios de éxito consensuados, que permitan evaluar a largo plazo y como un todo el resultado del tratamiento quirúrgico-prostodóncico.

3.6. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL

El descubrimiento y evolución de los implantes dentales, así como su incorporación a la práctica clínica habitual para restaurar la función y la estética de la dentición perdida o defectuosa es, probablemente, uno de los desarrollos más revolucionarios e innovadores del siglo XX (69). La microtopografía de los primeros implantes dentales era mecanizada, un hecho que comportaba procesos de osteointegración más lentos y menos eficaces que los actuales. En este sentido, los resultados de las primeras investigaciones con largos periodos de seguimiento mostraron que estos implantes tendían a fracasar con mayor frecuencia en el maxilar superior en comparación con la mandíbula. Además, se demostró que todo implante dental se asociaba a un remodelado fisiológico inicial medio de unos 1.5 mm, con una pérdida ósea progresiva anual de 0.1 mm (5,70). Curiosamente, de ello deriva que la comunidad científica haya considerado como normal y exitoso todo implante que al término del primer año de carga funcional presente una pérdida < 2 mm y < 0.2 mm/anuales a partir de entonces (62,63).

Con el desarrollo de nuevas tecnologías y con el objetivo principal de asegurar una osteointegración más temprana y eficaz, la gran mayoría de los implantes que se comercializan hoy en día tienen superficies modificadas (moderadamente rugosas) (71). Adicionalmente, la aparición de nuevas técnicas clínicas, así como la incorporación de componentes biológicamente más aceptables han conseguido limitar el infiltrado inflamatorio asociado al proceso de osteointegración y, por lo tanto, minimizar la pérdida ósea fisiológica. En este sentido, el tipo de conexión implantoprotésica ha sido considerado como uno de los principales moduladores de los niveles óseos peri-implantarios (72,73). La evidencia actual sugiere que la interfaz protésica puede influenciar el estrés y la tensión transmitida al hueso crestral peri-implantario y, en consecuencia, contribuir a la pérdida ósea marginal (74,75). Diversos estudios también han demostrado que la existencia de un microgap en la unión implantoprotésica favorece la infiltración y colonización bacteriana, iniciando así una respuesta del hospedador que puede llegar a conducir al desarrollo de un infiltrado inflamatorio crónico y a una reabsorción ósea más allá de los niveles fisiológicos (74-77). Debido a que numerosos ensayos clínicos aleatorizados y estudios prospectivos han comparado implantes dentales con diferentes conexiones, varios metaanálisis han sido publicados sobre el tema (13,14,78-81). Los resultados de uno de ellos indicaron una menor pérdida ósea marginal peri-implantaria alrededor de los implantes de conexión interna en comparación a los de externa (DM = 0.44 mm; IC95%: 0.26 a 0.63; $P <$

0.001) (14). No obstante, los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en términos de supervivencia ni complicaciones biológicas o mecánicas (14). En cualquier caso, debe tenerse presente que otros factores relacionados con el paciente (p. ej., tabaquismo, enfermedades sistémicas, microbiología e higiene oral, patrón óseo individual o grosor de los tejidos blandos peri-implantarios, entre otros); con el implante (p. ej., diseño macroscópico, tratamiento de superficie, rugosidad de la porción cervical del implante o protocolo de fresado, entre otros); con la cirugía (p. ej., situación clínica, diseño del colgajo, trauma quirúrgico, localización de la interfaz implantoprotésica en relación al nivel óseo, exposición accidental del tapón de cierre, número de fases del protocolo quirúrgico o restablecimiento del ancho biológico, entre otros); y/o con la prótesis (p. ej., diseño, cambio de plataforma, fuerzas oclusales, desconexión repetida del pilar protésico, micromovimientos del aditamento o protocolo de carga, entre otros) también pueden condicionar el grado de reabsorción ósea.

Si bien es importante distinguir entre el remodelado óseo fisiológico inicial y la pérdida ósea peri-implantaria progresiva, debido a que esta última implica un proceso patológico, uno debe ser consciente que un remodelado excesivo puede condicionar el pronóstico a largo plazo del implante, exponiéndolo a un ambiente más proclive al desarrollo de complicaciones biológicas. En este sentido, Galindo-Moreno y cols. (20) mostraron que el 96.1% de los implantes con una pérdida ósea marginal de > 2 mm a los 18 meses ya habían experimentado un remodelado óseo > 0.44 mm a los 6 meses de la carga protésica (OR = 9.39; IC95%: 6.67 a 13.24; $P < 0.001$). Así, los investigadores sugirieron que en lugar de fijar la atención en los valores absolutos de pérdida ósea marginal peri-implantaria, los profesionales deben basarse en la tasa de reabsorción para poder predecir mejor el riesgo de aparición de enfermedad peri-implantaria (20). De forma similar, diversas estudios observacionales han indicado que aquellos implantes que experimentan cambios en los niveles óseos peri-implantarios tienen más riesgo de presentar signos clínicos inflamatorios a medio o largo plazo (82-86).

Por todo lo expuesto, debido a que el mantenimiento de los tejidos duros peri-implantarios tiene una etiología multifactorial y es esencial para lograr el éxito a largo plazo del implante, todos aquellos factores biológicos, técnicos y quirúrgicos que hayan sido descritos como condicionantes del remodelado óseo fisiológico serán expuestos a lo largo de los siguientes apartados.

3.7. COMPLICACIONES EN IMPLANTOLOGÍA

La osteointegración es considerada el prerrequisito de la estabilidad implantaria y se define como el contacto estructural directo entre el tejido óseo vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional (87). Si bien en sus inicios el tratamiento con implantes dentales fue concebido, fundamentalmente, para la rehabilitación de pacientes totalmente desdentados (1), las indicaciones terapéuticas se han ido incrementando hasta convertirse, en muchas ocasiones, en el tratamiento de elección para la rehabilitación funcional y estética de cualquier diente ausente (63,88).

Tal y como se ha comentado anteriormente, a pesar de que el tratamiento implantológico es considerado como una opción terapéutica segura y predecible, con excelentes resultados tanto a corto como a largo plazo, no está exento de la aparición de complicaciones (89). Generalmente, las complicaciones implantológicas pueden dividirse en 3 grupos: biológicas, mecánicas y estéticas.

3.7.1. COMPLICACIONES BIOLÓGICAS

Entiéndase por complicación biológica cualquier trastorno de la función de un implante a causa de la afectación de los tejidos de soporte que le rodean. Dicho de otro modo, son todas aquellas complicaciones que incluyen la pérdida de implantes y/o la inflamación de los tejidos periimplantarios (56). Dependiendo del momento de aparición, estas complicaciones pueden dividirse en tempranas o tardías en función de si ocurren antes o después de la carga protésica funcional del implante. Esta subdivisión es relevante debido a que mientras las complicaciones tempranas sugieren un fracaso del proceso de osteointegración, las tardías se asocian a la pérdida del contacto preexistente entre hueso e implante por reabsorción ósea marginal progresiva (90).

3.7.1.1. TEMPRANAS

Es bien conocido que, en aproximadamente el 1-2% de los casos, el proceso de osteointegración puede no llegar a producirse. Así, en un estudio retrospectivo sobre 2,670 pacientes (10,096 implantes), Chrcanovic y cols. (90) reportaron un riesgo de fracaso temprano del 1.74% (IC95%: 1.51 a 2.02) y 5.21% (IC95%: 4.43 a 6.11) a nivel de implante y paciente,

respectivamente. Si bien la movilidad del implante es el principal signo clínico de las complicaciones biológicas tempranas, otros parámetros, tales como la presencia de dolor o malestar, signos infecciosos, radiolucidez peri-implantaria y/o un sonido sordo a la percusión, también pueden darse (91). Por otro lado, desde un punto de vista histológico, se caracterizan por la encapsulación fibrosa del implante (92).

En 1981 Albrektsson y cols. (36) propusieron seis factores condicionantes del proceso de osteointegración. Estos son: biocompatibilidad, diseño y peculiaridades de la superficie del implante, características del paciente/sitio receptor, técnica quirúrgica y carga protésica.

3.7.1.1.1. Biocompatibilidad del material

Como se ha mencionado anteriormente, la mayoría de los implantes comercializados hoy en día están compuestos de titanio comercialmente puro de grado IV o de aleaciones de titanio con otros metales. A pesar de que las implicaciones clínicas de las diferencias en las propiedades mecánicas y físicas que existen entre uno y otro siguen siendo inciertas, ambos han demostrado una excelente biocompatibilidad a corto y largo plazo. En la actualidad también es posible adquirir implantes de dióxido de circonio, otro material bien tolerado por los tejidos, pero asociado a una mayor fragilidad. No obstante, todavía son necesarios estudios a largo plazo para recomendar su uso de forma rutinaria. En cualquier caso, el empleo de otros metales o cerámicas han demostrado un resultado inaceptable a corto y/o largo plazo.

3.7.1.1.1.1. Diseño del implante

Además del material, es necesario que el diseño macroscópico del dispositivo favorezca la obtención de estabilidad en el momento de su inserción, logrando así la ausencia de micromovimientos durante el proceso de osteointegración. Por este motivo, la gran mayoría de los implantes disponibles tienen forma de raíz y son roscados. Factores como la profundidad, geometría, anchura o distancia de separación entre las espiras condicionan el área de contacto inicial y, a su vez, la tensión ejercida al hueso (93). A pesar de que se han sugerido multitud de diseños, ninguno de ellos ha demostrado tener una clara superioridad clínica sobre los demás (94).

3.7.1.1.1.2. Características de la superficie del implante

La osteointegración es considerada el prerrequisito de la estabilidad implantaria (87). Las propiedades físicas, químicas y topográficas de la superficie juegan un papel importante en las interacciones moleculares, respuestas celulares y formación ósea que deben darse durante el proceso de osteointegración. Inmediatamente después de la inserción del implante se inicia un intercambio iónico entre el plasma sanguíneo y la superficie del dispositivo. Seguidamente, las proteínas plasmáticas son adsorbidas y se produce el contacto celular inicial con eritrocitos, plaquetas y leucocitos. Las plaquetas activadas liberan factores de crecimiento en los tejidos circundantes. Estas citoquinas actúan a modo de estímulos quimiotácticos para fibroblastos, osteoblastos y células madre mesenquimales. A medida que avanza la cicatrización de los tejidos, el coágulo sanguíneo circundante sirve de reservorio de factores de crecimiento y actúa como un andamio provisional al que pueden migrar las células mesenquimales osteogénicas. En este sentido, las características de la superficie del implante parece ser claves a la hora de potenciar la adhesión de la fibrina, retener el coágulo sanguíneo y evitar su desprendimiento. Esta estabilización del coágulo de fibrina ayuda a asegurar que las células osteogénicas migren hasta contactar con la superficie del implante y den lugar al inicio de la deposición ósea (95).

En la década de 1990 numerosos estudios preclínicos demostraron que las superficies moderadamente rugosas incrementan la superficie de contacto y parecen ser las óptimas para promover una respuesta ósea más predecible, rápida y de mayor calidad (37). Dichos hallazgos han sido corroborados por numerosos estudios clínicos (96-98). Por ejemplo, Chrcanovic y cols. (64) observaron un riesgo de fracaso del 8.11% (3,545 de 43,680) en implantes torneados y del 1.96% (456 de 23,306) en los de superficie anodizada (RR = 2.82; IC95%: 1.95 a 4.06; $P < 0.001$). Otro trabajo de revisión realizado por el mismo equipo investigador sobre 62 estudios observacionales (17,837 implantes), concluyó que la mayoría de las superficies moderadamente rugosas se asocian a un riesgo de fracaso significativamente menor en comparación a la rugosas y mecanizadas ($P < 0.05$) (53). En contraposición, autores como Esposito y cols. no encontraron evidencia a favor de ningún tipo particular de implante dental (99).

Mientras existe un conocimiento considerable acerca de la importancia de la microrugosidad del implante, la repercusión clínica de las modificaciones físicas (p. ej., hidrofilia), químicas (p. ej., cambios en la composición) y/o topográficas a nivel nanométrico sigue siendo incierta. A

pesar de que cualquiera de estas modificaciones se ha asociado a una respuesta ósea más rápida y/o intensa, debe tenerse en cuenta que es muy difícil cambiar un parámetro de superficie independientemente de los demás. En consecuencia, debido a la presencia de factores de confusión, su verdadero impacto puede ser menor al reportado. Sin embargo, desde un punto de vista clínico, parece razonable pensar que dichas alteraciones puedan influir en los resultados.

En cualquier caso, a pesar de que es innegable que el desarrollo e introducción de las superficies modificadas ha supuesto un cambio de paradigma en el campo de la implantología dental, su comportamiento a largo plazo respecto al riesgo de desarrollar complicaciones biológicas tardías es menos claro (100,101).

3.7.1.1.1.3. Características del paciente y del sitio quirúrgico

Ciertas enfermedades sistémicas pueden repercutir sobre los tejidos de la cavidad bucal, aumentando su susceptibilidad a otras enfermedades o al interferir en el proceso de cicatrización de las heridas. De igual manera, algunos medicamentos también pueden condicionar el resultado del tratamiento implantológico. A pesar de que la influencia de los problemas generales de salud en el mantenimiento a largo plazo de la osteointegración está relativamente bien documentada, los factores sistémicos que pueden comprometer el logro de una unión estructural entre hueso e implante siguen siendo objeto de debate. En este sentido, mientras algunas investigaciones han sugerido que la osteoporosis ($OR_a = 2.88$; IC95%: 1.51 a 5.48; $P = 0.001$) (102), antecedentes de quimioterapia ($OR = 12.75$; IC95%: 3.65 a 45.16; $P < 0.001$) (103), problemas gástricos ($OR = 4.66$; IC95%: 1.35 a 16.27; $P = 0.04$) (104), la enfermedad de Crohn ($OR_a = 7.95$; IC95%: 3.47 a 18.24; $P < 0.001$) (102), la histerectomía radical ($OR = 7.83$; IC95%: 1.49 a 41.27; $P = 0.004$) (104) o la ingesta de antidepresivos ($OR_a = 2.44$; IC95%: 1.25 a 4.75; $P = 0.009$) (90) incrementa el riesgo de fracaso temprano, otras no han identificado ninguna enfermedad ni fármaco que predisponga o favorezca su presentación (97).

Fumar se ha asociado con un mayor riesgo de complicaciones postoperatorias en multitud de procedimientos quirúrgicos (103,105-107). En un estudio retrospectivo sobre 10,096 implantes (176 fracasos tempranos), Chrcanovic y cols. (90) identificaron el tabaquismo ($OR_a = 3.27$; IC95%: 1.49 a 7.17; $P = 0.003$) como uno de los principales indicadores de riesgo del fracaso

temprano. De forma similar, Alsaadi y cols. (102) observaron una relación dosis-dependiente entre el número de cigarrillos consumidos a diario y el riesgo de fracaso antes de la carga protésica. Se ha especulado que el efecto pernicioso que este hábito nocivo ejerce sobre la osteogénesis y la angiogénesis podría justificar dichos hallazgos (108). No obstante, otras investigaciones no han reportado tal asociación (97,104,109). Autores como Carr y cols. (97) sugieren que las diferencias podrían ser debidas a la existencia de factores de confusión no controlados. Por ejemplo, solo una pequeña proporción de los implantes analizados en las publicaciones de Chrcanovic y cols. (90) y Alsaadi y cols. (102) eran de superficie modificada. Así, los resultados de dichos trabajos podrían ser poco extrapolables a la actualidad. Una vez más, debe recordarse que las superficies moderadamente rugosas se asocian a un riesgo de fracaso temprano significativamente menor ($HR_a = 0.60$; IC95%: 0.47 a 0.72; $P < 0.001$) (97).

El fracaso del proceso de osteointegración de algunos implantes dentales puede ser debido a la contaminación bacteriana del lecho quirúrgico. Como cualquier infección alrededor de un biomaterial, estas son difíciles de tratar y en la mayoría de las ocasiones persisten hasta que el implante es retirado (110). Una revisión sistemática Cochrane de ensayos clínicos controlados y aleatorizados destacó la eficacia de la profilaxis antibiótica (*i. e.*, dosis única de 2 o 3 gramos de amoxicilina una hora antes de la cirugía) a la hora de reducir el riesgo de fracaso temprano de los implantes dentales (RR = 0.33; IC95%: 0.16 a 0.67; $P = 0.002$) (111). Más específicamente, es necesario administrar antibióticos a 25 pacientes para evitar que uno experimente una pérdida prematura (NNTB: 25; IC95%: 14 a 100) (111). Sin embargo, de forma sorprendente no se observó que la administración sistémica de antibióticos redujera el riesgo de infecciones postoperatorias (RR = 0.69; IC95%: 0.36 a 1.35; $P = 0.28$) (111). En todo caso, teniendo en cuenta las posibles reacciones adversas, los efectos secundarios y la amenaza para la salud pública que supone el desarrollo de resistencias a los antimicrobianos, el *4th Consensus Conference of the European Association for Osseointegration* estableció que la profilaxis antibiótica en implantología debe limitarse a aquellos casos complejos y/o en pacientes con comorbilidades (112,113).

Tradicionalmente se ha considerado que la calidad ósea de la región intervenida puede condicionar el proceso de osteointegración. En este sentido, Lekholm y Zarb (114) establecieron una conocida clasificación según la calidad del hueso alveolar residual: tipo I) casi todo el hueso

alveolar está compuesto por hueso cortical homogéneo; tipo II) una capa espesa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso; tipo III) una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso de dureza favorable; y tipo IV) una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular de baja densidad. La mayoría de los estudios clásicos concuerdan que las calidades óseas tipo I y, en especial, tipo IV incrementan de forma significativa el riesgo de fracaso temprano (103,115). No obstante, debe puntualizarse que la totalidad o buena parte de los implantes evaluados en cada una de estas publicaciones son de superficie torneada. En cualquier caso, parece importante remarcar que esta clasificación hace referencia a la macroestructura ósea y no a su calidad. Por ello, la creencia de que el hueso tipo IV es de poca calidad se basa más en un juicio clínico (*i. e.*, por importancia de la falta de estabilidad primaria al colocar un implante torneado) que en una valoración biológica verdadera. De hecho, autores como Davies (6) defienden que, desde un punto de vista biológico, el hueso trabecular es un tejido superior, el más rico en células osteogénicas e idealmente evolucionado para conseguir una curación ósea rápida. Por consiguiente, sugiere que el diseño macro y microscópico de los dispositivos podría estar actuando como factor de confusión. En efecto, los estudios que únicamente han evaluado implantes con superficies modificadas no han reportado dicha asociación (97,104).

En contraposición al punto anterior, la disponibilidad ósea en sentido vertical y/o horizontal sí que parece ser un factor relevante. Así, Carr y cols. (97) observaron que los implantes colocados en hueso regenerado, bien sea a través de procedimientos reconstructivos (HR = 1.45; IC95%: 1.02 a 2.05; $P = 0.04$) o de preservación alveolar (HR = 2.67; IC95%: 1.33 a 5.38; $P = 0.006$), tienen más riesgo de sufrir un fracaso temprano. Por el contrario, la ostectomía y regularización del proceso alveolar, destinadas a incrementar el ancho para simplificar el procedimiento quirúrgico, actuaron como factor protector (HR = 0.33; IC95%: 0.17 a 0.65; $P = 0.001$) (97). Curiosamente, diversas investigaciones han observado que los implantes cortos son factores de riesgo del fracaso del proceso de osteointegración (104,116-118). Dado que estos se emplean cuando el hueso alveolar remanente es limitado en altura, de forma indirecta evaluaría la importancia de la disponibilidad ósea. Sin embargo, otros tantos trabajos no han observado un mayor riesgo de fracaso temprano alrededor de los implantes cortos (90,97,102,115), o bien lo limitan de forma específica a los dispositivos de superficie torneada (119).

Parece que aquellos implantes colocados en zonas de antiguo fracaso tienen menos probabilidades de osteointegrarse que los insertados en un primer momento. Así, sobre una muestra de 10,096 implantes, Chrcanovic y cols. (120) observaron que la supervivencia de aquellos colocados en la misma posición tras el fracaso del dispositivo predecesor fue del 74% en comparación al 94% de la cohorte original (OR = 5.76; IC95%: 4.08 a 8.11; $P < 0.001$). Además, si el implante debe ser colocado por tercera vez, el riesgo supervivencia todavía es sensiblemente menor (64.29%). Otras investigaciones concuerdan con los resultados previamente mencionados, apuntando que este hecho podría deberse a una conjunción de factores relacionados con el paciente, implante y sitio quirúrgico (121-123).

3.7.1.1.1.4. Técnica quirúrgica

Los principios básicos de la cirugía general son igualmente aplicables a la cirugía bucal y, en consecuencia, a la implantología. Así pues, resulta fundamental que el personal sanitario aplique todas las medidas de asepsia y antisepsia para evitar la infección de un paciente (124). Afortunadamente, las infecciones postoperatorias son un hallazgo infrecuente. Aunque su prevalencia varía enormemente según el estudio consultado (Rango: 0% a 11.5%) (125), se estima que afectan alrededor del 3% de los pacientes (110). Generalmente ocurren durante el primer mes tras la colocación de los implantes, especialmente alrededor de aquellos ubicados en la mandíbula (OR_a = 2.73; IC95%: 0.93 a 7.99; $P = 0.076$) con cicatrización sumergida (OR_a = 6.21; IC95%: 1.81 a 21.32; $P = 0.004$) (126). Adicionalmente, dos investigaciones han observado que los pacientes claustrofóbicos (OR = 8.16; IC95%: 1.73 a 38.38; $P = 0.002$) (103) o con enfermedad periodontal (HR = 1.84; IC95%: 1.08 a 3.12; $P = 0.03$) (97) son más susceptibles de padecer complicaciones postoperatorias. En cualquier caso, se trata de una complicación relevante, puesto que aumenta unas 80 veces el riesgo de sufrir un fracaso temprano (OR = 78.0; IC95%: 9.12 a 666.90; $P < 0.001$) (126).

Otro de los principios básicos de la cirugía es que la manipulación de los tejidos debe hacerse con el mínimo traumatismo posible. Esto es, la preparación del lecho implantario debe efectuarse siguiendo las indicaciones del fabricante, usando fresas con buena capacidad de corte y bajo irrigación constante y cuidadosa. De lo contrario, el sobrecalentamiento óseo resultante puede llegar a conducir al fracaso del proceso de osteointegración. En este sentido, Eriksson y

Albrektsson determinaron que el umbral de temperatura a partir del cual se induce la necrosis del hueso alveolar es de 40°C durante 7 minutos o 47°C durante 1 minuto (127,128).

Clásicamente se ha propuesto que el torque de inserción del implante debe ser moderado debido a tanto el defecto como el exceso puede comprometer su integración ósea. Así, mientras la falta de estabilidad primaria favorecería la aparición de micromovimientos, valores excesivamente elevados pueden dar lugar a una reabsorción ósea excesiva por la compresión del hueso alveolar (102,115). No obstante, a excepción de los casos postextracción y/o carga inmediata, la evidencia empírica al respecto sugiere que la importancia de la obtención de estabilidad en el momento de inserción del implante es relativa cuando se emplean superficies modificadas (92).

Es bien conocido que todo procedimiento quirúrgico lleva de forma implícita un proceso de aprendizaje. En este sentido, diversas investigaciones han indicado que los profesionales con poca experiencia clínica tienden a tener más fracasos que aquellos experimentados (129-131). De forma más concreta, Lambert y cols. (131) observaron que el riesgo de fracaso temprano de los implantes colocados por cirujanos inexpertos (*i. e.*, < 50 implantes colocados) era casi el doble que el de sus contrapartes (RR = 1.93; IC95%: 1.19 a 3.13; $P = 0.007$). Sin embargo, debe mencionarse que los resultados de otros estudios no concuerdan con los previamente mencionados (132,133).

3.7.1.1.1.5. Carga protésica

Si bien inicialmente se creía que era necesario un período de curación sin perturbaciones para garantizar la osteointegración, gracias al desarrollo de nuevas técnicas clínicas y modificaciones en la superficie del implante, ha sido posible adoptar nuevos protocolos quirúrgicos (p. ej., implantes postextracción o en una sola fase) y prostodóncicos (p. ej., carga inmediata o temprana) para lograr un tratamiento más rápido y reducir la incomodidad del paciente.

Aunque múltiples ensayos clínicos con varios sistemas de implantes y tipos de edentulismo han confirmado la viabilidad de los protocolos de carga inmediatos, cuatro interesantes revisiones sistemáticas y metaanálisis han revelado un riesgo de fracaso significativamente mayor en estos casos (134-137). La presencia de micromovimientos en la interfaz entre hueso e implante durante el período de osteointegración sería el desencadenante del fracaso. De todas formas,

tal y como exponen Chen y cols. (134), cualquiera de los factores que han sido expuestos a lo largo del presente apartado podrían actuar como factores de confusión.

Para concluir, debe mencionarse que en aproximadamente en el 1-2% de los casos puede suceder que todo el implante consiga la osteointegración, a excepción del tercio apical (138). Esta entidad, denominada peri-implantitis apical o retrógrada, es un proceso inflamatorio-infeccioso de los tejidos que rodean el ápice de un implante dental que, si bien en ocasiones puede resultar un hallazgo casual, en otras puede cursar con dolor, malestar, inflamación, supuración y/o presencia de un tracto fistuloso. A pesar de que su etiología sigue siendo incierta, la evidencia empírica sugiere que factores como el exceso de fresado, el sobrecalentamiento óseo, la existencia de una lesión apical o tratamiento endodóntico en el diente reemplazado, la cercanía del ápice a la raíz vecina y/o la presencia de restos radiculares o cuerpos extraños pueden incrementar el riesgo de padecerla (139). En caso de darse una lesión activa (*i. e.*, signos o síntomas clínicos y/o crecimiento tamaño radiográfico), el tratamiento quirúrgico, consistente en la eliminación del tejido de granulación y la resección de la porción apical del implante, parece ser una medida terapéutica eficaz. Sin embargo, en caso de observarse movilidad, será necesario retirar el implante (140).

3.7.1.2. TARDÍAS

A pesar de que de forma infrecuente se han descrito patologías u otras afecciones que pueden simular enfermedades peri-implantarias (p. ej., granuloma periférico de células gigantes peri-implantario, granuloma piógeno, carcinoma de células escamosas, carcinomas metastásicos o melanomas) (141), en el presente apartado únicamente se abordarán aquellas lesiones inflamatorias inducidas por la acumulación de biofilm bacteriano alrededor de los implantes dentales.

3.7.1.2.1. Definición

A grandes rasgos, las enfermedades peri-implantarias pueden definirse como una alteración inflamatoria, posiblemente secundaria a una infección, que se desarrolla en un individuo susceptible y que afecta a un implante osteointegrado en función (142). Desde un punto de vista clínico, pueden diferenciarse dos entidades en función de si el proceso inflamatorio afecta al hueso de soporte: la mucositis peri-implantaria y la peri-implantitis.

El término peri-implantitis fue utilizado por primera vez hace casi 60 años por Jacques Levignac en su artículo *Periimplantation osteolysis - periimplantosis - periimplantitis* (143). No obstante, no fue hasta 1987 que Mombelli y cols. (144) sugirieron que la peri-implantitis es una alteración patológica infecciosa de los tejidos peri-implantarios. Seis años más tarde, en el Primer Workshop Europeo de Periodoncia, se acuñó el término peri-implantitis para describir todo proceso inflamatorio destructivo que tiene lugar alrededor de implantes osteointegrados funcionales y cursa con la formación de bolsas y pérdida progresiva del hueso marginal peri-implantario (145). Así, ya por aquel entonces los expertos hicieron una importante distinción entre la pérdida ósea secundaria al proceso de remodelado fisiológico y la pérdida ósea debida a un proceso inflamatorio. En cualquier caso, debe tenerse presente que el curso natural de la peri-implantitis desemboca en la pérdida de la osteointegración y, en consecuencia, del implante dental.

Por su parte, la mucositis peri-implantaria ha sido clásicamente definida como una lesión inflamatoria de la mucosa que rodea a un implante endoóseo en ausencia de pérdida ósea marginal progresiva (146). A pesar de que el signo clínico más característico de la inflamación es el sangrado al sondaje, también pueden darse otros como eritema, hinchazón y/o supuración.

Aunque se ha sugerido que la mucositis peri-implantaria es la antesala de la peri-implantitis, resulta muy difícil predecir el momento exacto en que va a producirse el cambio (147). Sin duda, esto podría verse facilitado por la ausencia de unos criterios diagnósticos uniformes y/o por el uso de unos parámetros diagnósticos imprecisos. Por todo ello, tal y como se expondrá más adelante, no resulta sorprendente constatar que la prevalencia e incidencia de las enfermedades peri-implantarias varíen ostensiblemente entre los estudios publicados.

3.7.1.2.2. Criterios diagnósticos

El diagnóstico de las enfermedades peri-implantarias se basa en la exploración clínica y radiográfica de los implantes. Tanto la mucositis como la peri-implantitis pueden cursar con: 1) presencia de placa bacteriana, 2) enrojecimiento mucoso, 3) sangrado espontáneo, secundario a traumatismo o desencadenado por el sondaje peri-implantario, y/o 4) supuración espontánea, secundaria a traumatismo o desencadenada por el sondaje peri-implantario. Además, en los casos de peri-implantitis puede observarse: 5) incremento de la profundidad de sondaje,

6) pérdida ósea marginal progresiva, y 7) cambios en el nivel del margen mucoso. Si bien la mayoría de los casos cursan sin dolor, en ocasiones este puede ser leve.

3.7.1.2.2.1. Criterios diagnósticos clínicos

Presencia de placa bacteriana

La mucositis peri-implantaria se desarrolla a partir de una mucosa peri-implantaria sana una vez el biofilm bacteriano se acumula alrededor del implante dental (146). En efecto, Pontoreiro y cols. (148) trataron a 20 pacientes edéntulos parciales con implantes dentales. Tras supervisar durante 6 meses su higiene oral, ninguno de los participantes presentaba signos de inflamación alrededor de la mucosa peri-implantaria. En ese momento, los investigadores pidieron a los pacientes que abolieran las prácticas de higiene oral durante 3 semanas. Al final del seguimiento, se observó una relación causa-efecto entre la acumulación de placa y el desarrollo de signos visibles de inflamación en la mucosa peri-implantaria (p. ej., hinchazón, enrojecimiento y sangrado) (148). Los resultados de otras investigaciones concuerdan con lo anteriormente expuesto (149-151).

Enrojecimiento mucoso

De acuerdo con Monje y cols. (152), la observación de enrojecimiento mucoso en la exploración clínica denota la presencia de un proceso inflamatorio concomitante. En este sentido, se observó que aquellos implantes que presentaban enrojecimiento mucoso en algún punto tenían un riesgo significativamente más elevado de presentar mucositis peri-implantaria ($OR_a = 4.61$; IC95%: No especificado; $P = 0.001$) y peri-implantitis ($OR_a = 3.28$; IC95%: No especificado; $P = 0.003$) en comparación a los sanos (152).

Sangrado peri-implantario

En el campo de la Periodoncia, la ausencia de sangrado al sondaje ha demostrado ser un buen predictor de la estabilidad de los tejidos periodontales (153). En contraposición, en un estudio experimental *in vivo*, Ericsson y Lindhe (154) constataron que la presencia de sangrado al sondaje no siempre se asociaba a enfermedad, puesto que también ocurría alrededor de implantes sanos. Por su parte, Lang y cols. (155) no reportaron sangrado al sondar implantes sanos, pero sí lo observaron en el 67% y 91% de sitios con mucositis peri-implantaria y peri-

implantitis, respectivamente. Curiosamente, otra investigación asoció la presencia de sangrado al sondaje a un mayor riesgo de mucositis peri-implantaria ($OR_a = 2.13$; IC95%: No especificado; $P = 0.016$) pero no de peri-implantitis ($OR_a =$ No especificada; IC95%: No especificado; $P > 0.05$) (152).

Una reciente revisión sistemática y metaanálisis sobre 31 estudios concluyó que el valor predictivo positivo del sangrado al sondaje en el diagnóstico de la peri-implantitis es del 24.1% (IC95%: 19.3 a 29.7) y 33.8% (IC95%: 26.7 a 41.6) a nivel de implante y paciente, respectivamente (156). Dicho de otro modo, la mayoría de los casos con sangrado al sondaje no tenían peri-implantitis. Por ello, diversas investigaciones concuerdan que, por si solo, el sangrado al sondaje es un mal predictor de la pérdida ósea marginal progresiva (83,152). En este sentido, algunos estudios clínicos han observado una correlación positiva entre profundidad de sondaje, pérdida ósea marginal y riesgo de sangrado al sondaje (157,158). Así, Merli y cols. (158) concluyeron que, por cada mm de incremento en la profundidad de sondaje, el riesgo de presentar sangrado concomitante se multiplica por 1.81 veces ($OR_a = 1.81$; IC95%: 1.47 a 2.23; $P < 0.001$). Este hecho podría justificarse por las diferencias anatómicas que existen entre los tejidos peri-implantarios y periodontales, así como por la ausencia de unos criterios diagnósticos uniformes (156,159).

Supuración

La presencia de supuración denota la existencia de una reacción del hospedador contra irritantes patológicos persistentes (p. ej., infección o cuerpo extraño). Por ello, se considera un parámetro clínico muy específico de la inflamación peri-implantaria y, en especial, de la pérdida ósea marginal progresiva (160). En efecto, la baja predictibilidad de la presencia de supuración en la mucositis peri-implantaria junto con la alta predictibilidad en los casos de peri-implantitis la hacen un buen indicador del recambio óseo (83). No obstante, debe tenerse en cuenta que si se detecta en etapas tempranas donde aún no se ha producido reabsorción ósea, la supuración podría ser la consecuencia de una reacción a un cuerpo extraño (p. ej., restos de cemento o hilo dental) o al biofilm (161,162).

Cambios en la profundidad de sondaje

Clásicamente se ha considerado que la presencia de una profundidad de sondaje ≥ 6 mm puede ser un indicador de peri-implantitis (163). En este sentido, es bien conocido que, cuanto mayor sea pérdida ósea peri-implantaria, mayor migración apical del epitelio largo de unión y del tejido conectivo va a existir. Monje y cols. (152) constataron que la profundidad de sondaje difiere según el estado peri-implantario. Más concretamente, en comparación con los sitios sanos, por cada mm de incremento en la profundidad de sondaje la OR_a de mucositis peri-implantaria o peri-implantitis fue de 1.39 (IC95%: No especificado; $P = 0.001$) y 2.03 (IC95%: No especificado; $P < 0.001$), respectivamente. De forma similar, respecto a los sitios diagnosticados de mucositis peri-implantaria, el riesgo de peri-implantitis se multiplicó por 1.75 veces por cada mm de incremento ($OR_a = 1.75$; IC95%: No especificado; $P < 0.001$) (152). No obstante, autores como Coli y cols. (159) afirman que la profundidad de sondaje no debe ser indicativa de enfermedad peri-implantaria. Debido a las diferencias anatómicas que existen entre la mucosa peri-implantaria y el tejido periodontal, el comportamiento de estos tejidos a la inserción de una sonda periodontal puede diferir. Además, al ser la mucosa peri-implantaria un tejido cicatricial con un mayor componente inflamatorio, esta puede asociarse a una mayor profundidad de sondaje, sin tratarse de un caso de peri-implantitis (159). Adicionalmente, las mediciones podrían verse condicionadas por factores tan variados como la inclinación y posición apico-coronal del implante, el diseño del implante o de la prótesis, el tipo de sonda empleada, la presión y ángulo de sondaje y/o el tiempo en función.

En vista de lo anteriormente expuesto, Renvert y cols. (163) concluyeron que, si bien el valor de una medida puntual de sondaje puede no ser indicativa de enfermedad, el incremento de la profundidad de sondaje a lo largo del tiempo entra en conflicto con el concepto de salud peri-implantaria. Así pues, resulta imprescindible disponer de registros basales (*i. e.*, del momento en el que el implante entra en función) para poder determinar si existen cambios en las observaciones sucesivas. La fuerza ejercida debe ser de 0.25 N para evitar lesionar la mucosa peri-implantaria y reducir el número de localizaciones con un falso sangrado al sondaje (164). Además, a fin de aumentar la fiabilidad y precisión de las mediciones, estas deben efectuarse una vez retirada la prótesis y utilizando siempre el mismo punto de referencia (p. ej., plataforma del implante) (165,166).

Cambios en el nivel del margen mucoso

Juntamente con la profundidad de sondaje, la posición del margen mucoso determina el nivel de inserción clínica del implante. Tanto la presencia de sobrecrecimiento como de recesión mucosa se ha asociado a la presencia de enfermedad peri-implantaria (83). Sin embargo, una vez más, es indispensable disponer de registros basales para poder evaluar la evolución.

Para concluir, la tabla 2 muestra la validez diagnóstica de diferentes parámetros clínicos utilizados para discriminar entre los estados peri-implantarios (152). De ella puede extraerse que, aunque la especificidad (*i. e.*, probabilidad de que un sujeto sano de negativo en la prueba) es adecuada, la sensibilidad (*i. e.*, probabilidad de que un paciente enfermo de positivo en la prueba) es relativamente pobre.

3.7.1.2.2.2. Criterios diagnósticos radiográficos

El diagnóstico diferencial entre la mucositis peri-implantaria y la peri-implantitis se basa en la constatación de que se ha producido pérdida ósea una vez el proceso de cicatrización y remodelado óseo ha finalizado (163). Por lo tanto, resulta indispensable disponer de registros radiográficos estandarizados del momento en el que el implante ha entrado en función para poderlos comparar con los obtenidos en las visitas sucesivas. De esta manera, en presencia de inflamación, cualquier pérdida ósea detectable y no atribuible a la variabilidad inherente de la medición radiológica (*i. e.*, 1.0-1.5 mm) debe considerarse como pérdida de hueso de soporte y, por consiguiente, peri-implantitis (167). No obstante, en algunas situaciones puede no disponerse de registros basales. Para estos casos, tomando como referencia la parte más coronal del componente intraóseo del implante, el umbral diagnóstico se establece en los 3 mm de pérdida (163).

Tabla 2. Validez diagnóstica de diferentes parámetros clínicos utilizados para discriminar entre los estados peri-implantarios (152).

Comparación	Parámetros clínicos	Sensibilidad	Especificidad
Salud* vs. Mucositis**	Profundidad de sondaje		
	Enrojecimiento mucoso	43.6%	90.3%
	Sangrado al sondaje		
Salud* vs. Peri-implantitis***	Profundidad de sondaje		
	Enrojecimiento mucoso	52.3%	92.1%
	Presencia de placa		
Mucositis** vs. Peri-implantitis***	Profundidad de sondaje	58.2%	81.3%
	Presencia de placa		

* Ausencia sangrado al sondaje (o en un punto a consecuencia de un trauma excesivo), sin supuración y pérdida ósea marginal radiográfica < 2 mm

** Sangrado al sondaje en ≥ 2 localizaciones, edema tisular con supuración mínima o nula y pérdida ósea marginal radiográfica < 2 mm

*** Inflamación clínica asociada a pérdida ósea marginal radiográfica ≥ 2 mm

En la actualidad, existen diferentes métodos para realizar las mediciones radiológicas. En un estudio *in vitro*, Mengel y cols. (168) prepararon de forma estandarizada múltiples defectos peri-implantarios para poder comparar la precisión y calidad de las radiografías intraorales, la radiografía panorámica, la tomografía computarizada (TC) y la tomografía computarizada de haz cónico (TCHC). En comparación con los valores obtenidos de la medición directa de los defectos, la desviación media para cada uno de los grupos fue de 0.17 mm (DE = 0.11) para la TCHC, 0.18 mm (DE = 0.12) en el caso de la TC y de 0.34 mm (DE = 0.30) y 0.41 mm (DE = 0.35) para las radiografías intraorales y la ortopantomografía, respectivamente. Además, las imágenes con mejor calidad se obtuvieron mediante TCHC (168). De forma similar, García-García y cols. (169) evaluaron la precisión de la radiografía periapical en la determinación de los niveles óseos en 25 pacientes (46 implantes) con peri-implantitis. Respecto a las mediciones efectuadas intraoperatoriamente, los valores radiográficos subestimaron significativamente los

niveles óseos (DM = 1.3 mm; IC95%: 0.3 a 2.2; $P = 0.012$) (169). En cualquier caso, deberá ser el profesional quien, de acuerdo con las particularidades del caso y atendiendo al principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), seleccione el método de exploración radiológica más oportuno.

3.7.1.2.2.3. Otros criterios diagnósticos

Aunque la mayoría de las investigaciones al respecto no han aportado resultados concluyentes, se ha propuesto la medición de mediadores bioquímicos del fluido crevicular peri-implantario como herramienta diagnóstica de las alteraciones peri-implantarias (164,170).

En base a todo lo anteriormente expuesto, con el objetivo de unificar los procedimientos de evaluación, la tabla 3 resume los criterios diagnósticos para las enfermedades peri-implantarias propuestos en el *2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-implant Diseases and Conditions* (171).

3.7.1.2.3. Epidemiología

Las enfermedades peri-implantarias son consideradas las complicaciones a largo plazo más comúnmente asociadas a los implantes dentales. Debido al incremento acumulado del número de pacientes portadores de implantes dentales, es esperable que los casos de mucositis peri-implantaria y/o peri-implantitis también hayan aumentado. En este sentido, y especialmente a lo largo de los últimos 10 años, el interés científico al respecto ha experimentado un crecimiento notable (Figura 1).

Desafortunadamente, existe una falta de consenso en la comunidad científica a la hora de establecer el límite a partir del cual un implante deja de estar sano (163). De hecho, se han propuesto más de una decena y una veintena de definiciones para diagnosticar la peri-implantitis y la mucositis peri-implantaria, respectivamente. Esta disparidad de criterio se hace aún más evidente respecto a la cantidad de pérdida ósea marginal que un implante debe tener para ser diagnosticado de peri-implantitis. Concretamente, el umbral fluctúa entre los 0.5 mm y 5 mm cuando se dispone de registros basales (*i. e.*, una vez el proceso de remodelado ha finalizado y el implante entra en función) y entre 1.8 mm y 4.5 mm en caso contrario. Por si fuera poco, la mayoría de las investigaciones utilizan como criterio diagnóstico adicional la

presencia de una determinada profundidad de sondaje mínima. Por todo ello, no resulta extraño que la prevalencia y/o incidencia de la enfermedad pueda variar enormemente según el estudio consultado.

Tabla 3. Criterios diagnósticos para las enfermedades peri-implantarias (171).

		Salud peri-implantaria	Mucositis peri-implantaria	Peri-implantitis
Signos clínicos	Signos visuales de inflamación	Ausente	Puede estar presente	Puede estar presente
	Sangrado al sondaje	Ausente*	Presente	Presente
	Supuración	Ausente	Puede estar presente	Puede estar presente
	Incremento de la profundidad de sondaje	Ausente	Puede estar presente	Presente***
Signos radiográficos	Pérdida ósea progresiva	Ausente**	Ausente**	Presente***

* O en un punto si este es debido a un trauma por sondaje excesivo (*i. e.*, > 0.25 N).

** Puede existir salud o mucositis peri-implantaria alrededor de implantes con un soporte óseo reducido (p. ej., implantes colocados de forma supracrestal, remodelado óseo fisiológico).

*** En ausencia de datos previos, el diagnóstico de peri-implantitis puede basarse en la combinación de presencia de sangrado al sondaje y/o supuración tras un sondaje cuidadoso, profundidades de sondaje ≥ 6 mm y niveles óseos ≥ 3 mm hacia apical de la parte más coronal del componente intraóseo del implante.

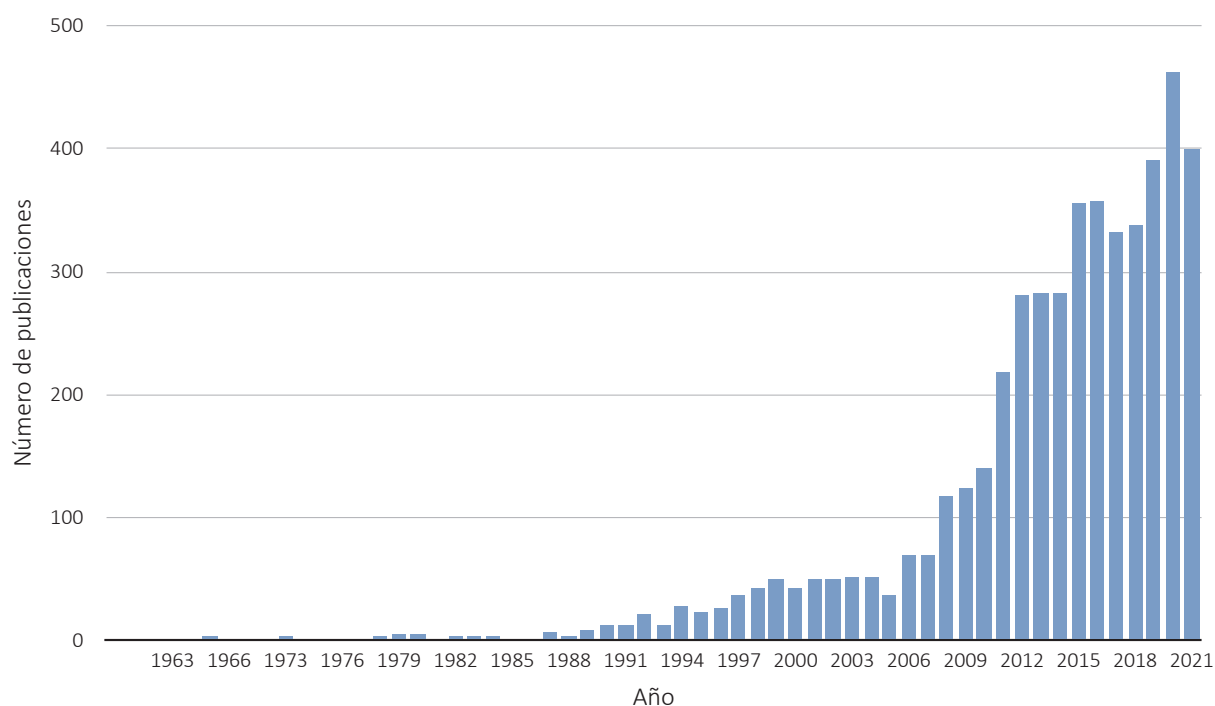


Figura 1. Evolución histórica del número de publicaciones anuales sobre enfermedades peri-implantarias.

Fuente: PubMed.

La incidencia y la prevalencia son las medidas de frecuencia más utilizadas en epidemiología descriptiva para estudiar la distribución de una determinada enfermedad en la población. La prevalencia cuantifica la proporción de individuos de una población que padecen una enfermedad en un momento o periodo de tiempo determinado. Por su parte, la incidencia se define como el número de casos nuevos de una enfermedad que se desarrollan en una población durante un periodo de tiempo determinado. En un metaanálisis de proporciones sobre 47 estudios, Lee y cols. (172) estimaron que el 19.83% (IC95%: 15.38 a 24.27) de los pacientes y 9.25% (IC95%: 7.57 a 10.93) de los implantes presentan peri-implantitis. Por su parte, la prevalencia ponderada de mucositis peri-implantaria a nivel de paciente e implante fue del 46.83% (IC95%: 38.30 a 55.36) y 29.48% (IC95%: 22.65 a 36.32), respectivamente (172). No obstante, tal y como se ha mencionado anteriormente, la validez de los resultados debe ser puesta en tela de juicio debido a que la definición de los casos varió de forma considerable entre los estudios metaanalizados. Por poner un ejemplo, la prevalencia de peri-implantitis a nivel de paciente osciló entre el 2.13% (173) y el 63.70% (174). Adicionalmente, si la peri-implantitis es considerada como una enfermedad irreversible, su prevalencia irá aumentando a medida que el tiempo de seguimiento sea mayor. En este sentido, conocer la incidencia de la enfermedad a corto y largo plazo sería de gran utilidad. Sin embargo, de nuevo a causa de la ausencia de

unos criterios diagnósticos uniformes, los datos al respecto son escasos y muy variables, con un rango que oscila entre el 0.4% a los 3 años y el 43.9% a los 5 años (175).

3.7.1.2.4. Factores o indicadores de riesgo

De acuerdo con la teoría bacteriana, las enfermedades peri-implantarias son, por definición, una afección inflamatoria crónica asociada a una agresión microbiana (141). No obstante, algunos autores sostienen que en determinados casos la pérdida ósea marginal peri-implantaria puede ser debida a factores locales específicos. De esta manera, bien sea por un remodelado óseo excesivo, por aspectos relacionados con el implante o la prótesis o bien por la pérdida del equilibrio en la reacción a cuerpo extraño existente entre el sistema inmunitario del hospedador y el propio implante dental (176). En todos ellos, la consecuente exposición de la superficie del implante podría terminar favoreciendo su colonización bacteriana y, como consecuencia de un proceso infeccioso secundario, producir una progresión más marcada de la pérdida ósea.

En cualquier caso, cabe destacar que para identificar un verdadero factor de riesgo de una determinada enfermedad son necesarios estudios de intervención con un diseño longitudinal. Así, los estudios observacionales, transversales o de naturaleza retrospectiva, puede que solo describan indicadores de riesgo.

A continuación, se abordarán todos aquellos factores o indicadores de riesgo que han sido relacionados con las enfermedades peri-implantarias. Para facilitar su comprensión, estos han sido clasificados de acuerdo con su origen (paciente, cirugía, implante o prótesis).

3.7.1.2.4.1. Factores relacionados con el paciente

Antecedentes de periodontitis

La periodontitis es una enfermedad inflamatoria crónica multifactorial asociada a una disbiosis del biofilm y caracterizada por una destrucción progresiva de los tejidos de soporte del diente. Sus principales características incluyen: pérdida de inserción clínica, pérdida ósea, presencia de bolsas periodontales y sangrado gingival. Considerada como un problema de salud pública debido a su elevada prevalencia, según la Encuesta Nacional de Salud Oral del 2020 (177), se estima que aproximadamente el 30% de la población adulta (≥ 35 años) presenta bolsas periodontales ≥ 4 mm. Además, deben tenerse en cuenta las repercusiones que la periodontitis

puede tener sobre la salud general del individuo que la padece, así como el deterioro funcional, estético y en el nivel de calidad de vida en caso de producirse la pérdida de uno o más dientes (178). Dadas las similitudes entre el mecanismo patogénico de la periodontitis y la peri-implantitis, clásicamente se ha considerado que aquellos pacientes con antecedentes de periodontitis pueden ser más susceptibles a la peri-implantitis (141,164). Este hecho plantea una especial inquietud debido a que la periodontitis es una de las principales causas de pérdida dental y, por consiguiente, los pacientes con esta enfermedad representan una amplia proporción de aquellos que demandan ser rehabilitados mediante la colocación de implantes dentales.

Al igual que sucede con la periodontitis, las enfermedades peri-implantarias pueden tardar años en aparecer. Por ello, los estudios longitudinales con largos periodos de seguimiento son los más apropiados para estudiar la asociación entre ambos factores. Karoussis y cols. (179) siguieron a lo largo de 10 años a una cohorte de 53 edéntulos a los que se les colocaron 112 implantes dentales. De ellos, un total de 8 pacientes (21 implantes) perdieron sus dientes por periodontitis. Al término del estudio y tras seguir un riguroso programa de mantenimiento periodontal, la incidencia de peri-implantitis en el grupo individuos con antecedentes de periodontitis fue del 28.6% en comparación al 5.8% de los implantes del grupo de sujetos con periodonto sano ($P < 0.001$). De forma similar, Rocuzzo y cols. (180,181) siguieron durante el mismo lapso a una muestra de 101 pacientes (246 implantes) categorizados de acuerdo al grado de afectación periodontal basal: no afectados (61 implantes), moderadamente afectados (95 implantes) y severamente afectados (90 implantes). Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en términos de frecuencia de localizaciones peri-implantarias con una profundidad al sondaje ≥ 6 mm (2%, 16%, 27%, respectivamente) y pérdida ósea marginal peri-implantaria ≥ 3 mm (5%, 11%, 15%, respectivamente). Por su parte, Swierkot y cols. (182) evaluaron el riesgo de enfermedades peri-implantarias en edéntulos parciales diagnosticados de periodontitis agresiva generalizada (35 pacientes; 149 implantes). En comparación con los pacientes con un periodonto sano (18 pacientes; 30 implantes), la *odds ratio* de un paciente con periodontitis para la mucositis peri-implantaria y la peri-implantitis era de 4 (OR = 3.61; IC95%: 1.09 a 11.98; $P = 0.036$) y 14 (OR = 14.09; IC95%: 2.05 a 96.77; $P = 0.007$), respectivamente. Diversos estudios con otros diseños metodológicos concuerdan con lo anteriormente expuesto (174,183-185). Sin embargo, cabe destacar la existencia de algunas publicaciones con resultados contradictorios (186-189). En cualquier caso, dichas

discrepancias podrían justificarse por los criterios utilizados para definir la peri-implantitis y los antecedentes de periodontitis.

Tabaco

Tradicionalmente, el consumo de tabaco ha sido considerado como uno de los factores de riesgo de las enfermedades periodontales y peri-implantarias (91,164,190,191). No obstante, la relación entre el tabaquismo y las enfermedades peri-implantarias sigue siendo controvertida, debido a que algunos estudios prospectivos no han encontrado diferencias significativas entre fumadores y no fumadores (183,186,192,193). Para arrojar un poco de luz sobre el tema, una revisión sistemática y metaanálisis sobre 7 estudios de cohortes prospectivos indicó que, a nivel de implante, los pacientes fumadores presentaron un riesgo significativamente más elevado de sufrir peri-implantitis (RR = 2.1; IC95%: 1.34 a 3.29; $P = 0.001$). Sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas cuando la unidad de análisis fue el paciente (RR = 1.17; IC95%: 0.78 a 1.75; $P = 0.46$) (194).

De acuerdo con Schwarz y cols. (141), las razones de estos hallazgos contradictorios, así como la aparente asociación epidemiológica débil, podrían justificarse en parte por la ausencia de unos criterios uniformes a la hora de categorizar el consumo de tabaco. Además, cabe destacar que todos los estudios se basan únicamente en la información facilitada por el propio paciente a la hora de registrar su hábito tabáquico. Por último, debe tenerse en cuenta que la medida del efecto reportada en alguno de los estudios no está ajustada (análisis bivariante), por lo que puede estar afectada por otros factores de confusión o modificadores (p. ej., antecedentes de periodontitis).

Diabetes

La diabetes mellitus comprende un grupo de enfermedades metabólicas crónicas que conducen a la aparición de hiperglucemia debido a un fallo en la síntesis y/o acción de la insulina. Considerada como uno de los factores de riesgo de la periodontitis, se estima que la prevalencia global de la enfermedad en la población adulta se sitúa alrededor del 8% (195).

En una reciente revisión sistemática y metaanálisis de 7 estudios observacionales, Monje y cols. (196) concluyeron que el riesgo de peri-implantitis era aproximadamente un 50% mayor

en los diabéticos que en los no diabéticos (RR = 1.46; IC95%: 1.21 a 1.77; $P < 0.001$). Otro dato relevante de esta publicación es que, entre los no fumadores, el riesgo de desarrollar peri-implantitis se triplicaba en los pacientes hiperglucémicos (RR = 3.39; IC95%: 1.06 a 10.81; $P < 0.001$). En contraposición, no se detectaron diferencias significativas respecto a la asociación entre la diabetes y la mucositis peri-implantaria (RR = 0.92; IC95%: 0.72 a 1.16; $P = 0.29$). Además, Aguilar-Salvatierra y cols. (197) reportaron una relación dosis-dependiente entre los niveles de hemoglobina glicosilada (HbA1c) basales y el riesgo de desarrollar peri-implantitis. En dicho estudio, 45 diabéticos tipo 2 no fumadores y con buen control de placa, pero con diferentes niveles preoperatorios de HbA1c (33 con buen control: $< 6\%$; 30 con control moderado: 6.1 a 8%; y 22 con mal control: 8.1 a 10%), fueron tratados con implantes unitarios en el frente anterior del maxilar superior siguiendo un protocolo de colocación y carga inmediata. Los resultados manifestaron que a mayor nivel de HbA1c basal, mayor pérdida ósea marginal peri-implantaria (0.72 mm; SE = 0.23 / 0.98 mm; SE = 0.27 / 1.92 mm; SE = 0.38. $P = 0.035$) y más localizaciones con sangrado al sondaje (0.44; SE = 0.07 / 0.51; SE = 0.05 / 0.74; SE = 0.05. $P = 0.036$) al término de los 2 años de seguimiento (197).

Mal control de placa/Ausencia mantenimiento regular

Como se ha comentado anteriormente, las enfermedades peri-implantarias deben ser consideradas una entidad infecciosa (141). Es por ello que el control mecánico del biofilm, bien sea efectuado por el propio paciente (198) o administrado por el profesional sanitario (199), debe ser considerado el estándar de prevención y tratamiento de las enfermedades peri-implantarias (192,200,201).

Numerosos estudios han revelado una fuerte asociación entre la acumulación de placa y el desarrollo de mucositis peri-implantaria alrededor de implantes osteointegrados. Un estudio transversal publicado en el año 2006 evaluó la prevalencia de las enfermedades peri-implantarias en un grupo de 212 edéntulos parciales rehabilitados con 578 implantes dentales (185). Una vez realizada la exploración clínica (entre 6 meses y 5 años tras la colocación de los implantes), se constató una tendencia dosis-dependiente entre el nivel de control de placa y el estado de salud peri-implantario; a peor control de placa, más elevado fue el riesgo de presentar mucositis peri-implantaria o peri-implantitis. Los resultados del análisis multivariante revelaron que, respecto a los pacientes con buen control de placa, los sujetos con un control

de placa muy pobre presentaron una *odds ratio* significativamente más elevada de sufrir mucositis peri-implantaria ($OR_a = 2.9$; IC95%: 2.0 a 4.1; $P = 0.003$) y peri-implantitis ($OR_a = 14.3$; IC95%: 9.1 a 28.7; $P = 0.002$). Si bien es cierto que la magnitud de la medida de asociación fue menor, también se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al valorar los individuos con un control de placa pobre en comparación con aquellos con un buen nivel de higiene bucal (185).

Tal y como han demostrado algunos de los estudios clásicos sobre enfermedades periodontales, la ausencia de una terapia regular de mantenimiento se asocia a mayor pérdida de dientes y del nivel de inserción clínica (202,203). Así, además del control de placa, otro factor fundamental a tener en cuenta es la inclusión o no de los pacientes portadores de implantes dentales en programas de mantenimiento peri-implantario. En este sentido, cuando los pacientes no siguen un programa regular de mantenimiento, se estima que la prevalencia de mucositis peri-implantaria y peri-implantitis se sitúa alrededor del 50% y 40%, respectivamente (204). En contraposición, cuando los implantes son colocados en pacientes sin patología periodontal activa e incluidos en un programa regular de mantenimiento, el porcentaje de afectados disminuye hasta el 20% y 10%, respectivamente (204). Otra investigación sobre una muestra de 80 sujetos (336 implantes) diagnosticados de mucositis peri-implantaria, tuvo como objetivo conocer el impacto de la adherencia regular a un programa de mantenimiento (≥ 1 visita/año) en la incidencia de peri-implantitis a los 5 años. Siete pacientes del grupo adherido (18.0%) y 18 del no adherido (43.9%) fueron diagnosticados de peri-implantitis al término del seguimiento. Los resultados del análisis multivariante revelaron que la ausencia de mantenimiento multiplica por casi 6 veces la *odds ratio* de peri-implantitis ($OR_a = 5.92$; IC95%: 1.09 a 32.16; $P = 0.039$) (192).

Alcohol

Hasta la fecha, únicamente dos estudios observacionales, uno prospectivo (205) y otro retrospectivo (206), han considerado el consumo excesivo de alcohol como un indicador de riesgo de enfermedad peri-implantaria. Galindo-Moreno y cols. (205), investigaron la influencia de los hábitos etílico y tabáquico sobre la pérdida ósea marginal en una muestra de 185 individuos (514 implantes dentales) seguida a lo largo de 3 años. Una vez controlados los posibles factores de confusión y/o modificadores de efecto, los resultados del análisis mostraron que el consumo diario de más de 10 g de alcohol (1.49 mm; SE = 0.09; $P = 0.018$), un índice gingival

positivo (1.56 mm; SE = 0.06; $P < 0.001$) y el uso de implantes recubiertos con hidroxiapatita (1.55 mm; SE = 0.07; $P < 0.001$) se asociaron significativamente a una mayor pérdida ósea marginal peri-implantaria. De forma similar, tras analizar retrospectivamente una cohorte de 225 pacientes (759 implantes), Carr y cols. (206) concluyeron que el consumo abundante de alcohol (> 7 y 14 unidades de bebida estándar para mujeres y hombres, respectivamente), una vez ajustado por edad y género, tiene un *odds ratio* de peri-implantitis que se acerca a 3 (OR = 2.70; IC95%: 1.58 a 4.60; $P < 0.001$).

Factores genéticos

La mayoría de los estudios que han analizado la posible asociación potencial entre varios polimorfismos genéticos y la aparición de peri-implantitis se centran en la interleucina (IL)-1.

Tanto la IL-1 α como la IL-1 β y el antagonista natural al receptor de la IL-1 (IL-1ra) juegan un papel fundamental en la regulación de la respuesta inflamatoria. En este sentido, 3 estudios transversales observaron que el riesgo de presentar un polimorfismo genético positivo de IL-1 era significativamente mayor entre los pacientes que padecían peri-implantitis (207-209). No obstante, en otras investigaciones similares, dicha asociación no fue confirmada (210-212). Recientemente, diversos estudios observacionales también han apuntado a una asociación potencial entre el polimorfismo del gen de la osteoprotegerina (213), RANKL (214), IL-6 (215), IL-17 (216), del antígeno *cluster of differentiation* 14 (CD14) y del factor de necrosis tumoral alfa (TNF- α) (217). En cualquier caso, se requieren estudios prospectivos con muestras más amplias para confirmar estos hallazgos (164).

Otras enfermedades sistémicas

La evidencia científica disponible sugiere que el impacto de las enfermedades sistémicas (a excepción de la diabetes) sobre el riesgo de desarrollar enfermedades peri-implantarias es escasa e incierta. A pesar de que un estudio transversal observó un mayor riesgo de desarrollar peri-implantitis en aquellos pacientes diagnosticados de enfermedad cardiovascular (OR = 8.7; IC95%: 1.9 a 40.3; $P = 0.006$) (174), otros no han encontrado dicha relación (193,218). Asimismo, no se ha reportado asociación significativa alguna entre peri-implantitis y/o mucositis peri-implantaria y otras entidades como osteoporosis/osteopenia (219), enfermedad tiroidea (219), hepatitis (186), liquen plano oral (220), VIH (221) y radiación/quimioterapia (184). En

vista de lo expuesto, las futuras investigaciones sobre el tema deben seguir diseños metodológicos adecuados y con una potencia estadística suficiente que permita detectar asociaciones con trastornos poco comunes.

3.7.1.2.4.2. Factores quirúrgicos

Malposición del implante

En el *2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-implant Diseases and Conditions*, la malposición del implante dental fue considerada uno de los factores predisponentes de la peri-implantitis (222). En este sentido, un estudio retrospectivo encontró una fuerte asociación entre la malposición del implante y la peri-implantitis ($OR_a = 48.2$; IC95%: 11.4 a 204.1; $P < 0.001$) (223). De forma similar, si bien un cierto posicionamiento subcrestal del implante puede ser beneficioso (224,225), Kumar y cols. (226) demostraron que aquellos implantes colocados a una profundidad ≥ 6 mm de la línea amelocementaria de los dientes vecinos se asocian más comúnmente a la peri-implantitis ($OR = 8.5$; IC95%: 6.7 a 32.6; $P < 0.001$). Por lo que respecta al posicionamiento mesiodistal y su relación con la aparición de complicaciones biológicas, éstas pueden deberse a dos factores: inadecuado acceso higiénico y/o remodelado óseo fisiológico excesivo por no respetar la distancia de seguridad mínima entre diente-implante (1.5 mm) o entre implante-implante (3 mm) (69).

Sustrato óseo

La posible asociación entre los procedimientos de regeneración ósea guiada y la peri-implantitis ha sido abordada en un estudio retrospectivo (223) y otro transversal (227). En una cohorte de 56 pacientes (207 implantes sanos y 125 diagnosticados de peri-implantitis), Canullo y cols. (223) evidenciaron que aquellos implantes colocados de forma simultánea o diferida a procedimientos de aumento óseo presentaban una *odds ratio* de peri-implantitis de 2.35 (IC95%: 1.43 a 3.88; $P < 0.001$). De forma similar, Schwarz y cols. (227) evaluaron el impacto del resultado de los procedimientos de aumento óseo en el tratamiento de los defectos de tipo dehiscencia. A los 4 años de seguimiento, aquellos implantes que en el momento de la segunda fase quirúrgica presentaban un defecto óseo residual > 1 mm se asociaron a un mayor riesgo de desarrollar enfermedad peri-implantaria ($P = 0.002$).

Mucosa queratinizada

La influencia de la mucosa queratinizada alrededor de los implantes dentales no está exenta de controversia. A pesar de que las primeras investigaciones indicaron que no existe relación entre su ausencia y el deterioro de la salud peri-implantaria (228), estudios más recientes sugieren que la presencia de una amplia banda (2 mm o más) de mucosa queratinizada tiene un impacto positivo sobre aspectos inmunológicos (correlación negativa con los niveles de prostaglandina E2) (229) y clínicos (menor molestia al cepillado, menor índice de placa, índice gingival modificado, recesión mucosa y pérdida de inserción) (230-232), especialmente en aquellos pacientes con un cumplimiento inadecuado (menos de 2 visitas/año) del programa de mantenimiento (233).

En consecuencia, la ausencia de mucosa queratinizada en pacientes con un nivel de higiene oral deficiente puede ser considerada como un factor predisponente de las enfermedades peri-implantarias al asociarse a mayor recesión, menor fondo del vestíbulo, y mayor acúmulo de placa, los cuales, a su vez, pueden conducir a la aparición y desarrollo de un proceso inflamatorio (69).

3.7.1.2.4.3. Factores relacionados con el implante

Topografía de la superficie

A lo largo de la evolución de la implantología, las modificaciones de la superficie del implante han permitido acortar el periodo de osteointegración, mejorar sus propiedades mecánicas e incrementar la tasa de supervivencia (64).

La evidencia científica disponible acerca del impacto de las distintas superficies y características topográficas respecto al grado de pérdida ósea marginal y a la aparición de complicaciones biológicas es contradictoria. Por un lado, la síntesis cuantitativa de datos procedentes de investigaciones en modelo animal sugiere que los implantes con una superficie modificada presentan una pérdida ósea radiográfica (DM: 0.44 mm; IC95%: 0.10-0.79; $P = 0.012$; $I^2 = 62.3\%$) y un área de tejido conectivo infiltrado (DM: 0.75 mm²; IC95%: 0.15 a 1.34; $P = 0.014$; $I^2 = 64.3\%$) significativamente mayor en comparación con los mecanizados (21). En contraposición, esta asociación no pudo ser corroborada a nivel clínico (21). En consecuencia, los

autores sugirieron que es posible conseguir unos excelentes resultados a largo plazo con cualquiera de las superficies moderadamente rugosas evaluadas (21).

Partículas de titanio

En función de los métodos empleados para modificar la superficie del implante, algunos estudios han observado un efecto nocivo sobre el rendimiento clínico debido a la presencia de ciertos remanentes que puedan persistir sobre ella (234). Estas partículas liberadas como fruto de la corrosión y del desgaste mecánico, podrían tener efectos citotóxicos y estimular reacciones inflamatorias (235). De forma similar, en un análisis citológico de la mucosa peri-implantaria de 30 pacientes, Olmedo y cols. identificaron una concentración de partículas de titanio alrededor de los implantes diagnosticados de peri-implantitis (236).

3.7.1.2.4.4. Factores prostodóncicos

Diseño de la supraestructura protésica

Asumiendo el papel del biofilm en la aparición y progresión de las enfermedades peri-implantarias, parece razonable pensar que los componentes protésicos retentivos puedan promover la inflamación. En efecto, Serino y Ström (237) demostraron que independiente de que el nivel de higiene oral de la dentición natural sea adecuado, el diseño de la prótesis es un factor clave en la acumulación de placa alrededor de las prótesis implantosoportadas. Observaron que el 48% de los implantes con peri-implantitis no tenían acceso/capacidad para lograr una higiene oral adecuada con respecto al 4% que, a pesar de tener un buen acceso, desarrollaron la enfermedad (OR = 8.54; IC95%: 3.01 a 24.05; $P < 0.001$) (237). Así, a pesar de que determinados tipos de restauraciones puedan ofrecer un buen resultado estético, si el acceso a la higiene es deficiente, el pronóstico del implante a largo plazo puede verse comprometido. De forma similar, en implantes completamente tratados, se ha descrito que aquellas coronas unitarias con un ángulo de emergencia superior a 30° y un perfil convexo se asocian a un mayor riesgo de peri-implantitis (238,239).

Falta de ajuste marginal

Aunque pocos estudios han abordado este tema, la experiencia clínica sugiere que la falta de ajuste marginal y/o el aflojamiento de los componentes protésicos son factores que no deben

subestimarse. En efecto, dos estudios de casos y controles han observado una mayor incidencia de peri-implantitis en aquellos casos en los que se observaron problemas biomecánicos (184,223). Más concretamente, el riesgo se incrementó en más de 3 ($OR_a = 3.72$; IC95%: 2.32 a 5.96; $P < 0.001$) (223) y 5 ($OR_a = 5.90$; IC95%: 1.52 a 22.73; $P = 0.010$) veces, respectivamente (184). Los autores sostienen que estos factores favorecen la aparición de un ambiente proclive a la pérdida ósea, bien sea por el aumento de la carga ejercida sobre el hueso peri-implantario o bien por la colonización bacteriana de las zonas de desajuste (184,223).

Sobrecarga oclusal

Dos estudios transversales han revelado que aquellos pacientes con signos de sobrecarga oclusal (p. ej., fractura del pilar protésico, pérdida de retención o desprendimiento de la cerámica) son más susceptibles a desarrollar peri-implantitis (223,240). La primera de las investigaciones, realizada sobre una muestra de 332 implantes (207 sanos y 125 con peri-implantitis), evidenció una mayor proporción de signos de sobrecarga oclusal en los sitios enfermos ($OR = 18.70$; IC95%: 5.50 a 63.20; $P < 0.001$) (223). Por su parte, Dalago y cols. (240), en un grupo de 183 pacientes (916 implantes) identificaron que las prótesis con facetas de desgaste tuvieron una *odds ratio* de peri-implantitis mayor de 1 ($OR_a = 2.4$; IC95%: 1.2 a 4.8; $P = 0.032$). No obstante, cabe mencionar que ninguno de los estudios efectuados en modelo animal ha conseguido demostrar esta asociación (240).

Puntos de contacto interproximales

Un reciente estudio transversal ha investigado la relación entre la existencia de contactos interproximales abiertos y la presencia de enfermedades peri-implantarias (241). Los autores concluyeron que los puntos interproximales abiertos entre las restauraciones implantoprotésicas y los dientes naturales adyacentes son un indicador de riesgo de las enfermedades peri-implantarias ($RR_a = 1.6$; IC95%: 1.1 a 2.3; $P = 0.015$) (241).

Remanentes de cemento

Bien sea como respuesta a una reacción a cuerpo extraño o por la colonización bacteriana del mismo, la presencia de restos de cemento en el surco peri-implantario parece jugar un papel desencadenante en la aparición de peri-implantitis. En este sentido, diversos estudios han

observado que el 80-85% de las restauraciones con exceso de cemento terminan desarrollando complicaciones biológicas (242).

Remanentes de seda dental

van Velzen y cols. (162) reportaron una serie de 10 casos con pérdida ósea marginal peri-implantaria progresiva debido a la existencia de restos de seda dental en el surco peri-implantario. Una vez retirados los restos, en el 90% de los casos se consiguió una reemisión espontánea del proceso inflamatorio (162).

3.7.1.2.4.5. Otros factores

La relación entre la peri-implantitis y factores como la necrosis por compresión ósea (243,244), el sobrecalentamiento (245) o la biocorrosión (246) no ha podido ser evaluada debido a la escasa calidad metodológica de los estudios consultados (p. ej., series de casos, investigación preclínica o análisis de elementos finitos).

3.7.1.2.5. Tratamiento

Debido a que las enfermedades peri-implantarias son una patología inflamatoria crónica asociada a un desafío microbiano, el objetivo principal de la terapia debe ser la resolución de la infección, que se logra mediante la eliminación del biofilm, del cálculo y/o de los componentes retentivos de la restauración y la prevención de la recurrencia de la enfermedad.

Tal y como se ha mencionado anteriormente, es importante tratar de establecer que factor o factores pueden haber precipitado y/o contribuido al desarrollo de la infección. Así, la presencia de prótesis sobrecontorneadas, desajustadas o que no se pueden limpiar adecuadamente, la malposición de los implantes o bien la existencia de remanentes de cemento o hilo dental, pueden condicionar el abordaje y pronóstico del tratamiento efectuado. Desafortunadamente, incluso en algunas ocasiones (p. ej., movilidad, fractura o clara malposición del implante, pérdida ósea sea > 50% o en caso de aparición de infecciones recurrentes) el tratamiento conservador no estará justificado y se deberá proceder a la extracción del implante (247).

Las terapias propuestas para el tratamiento de las enfermedades peri-implantarias parecen basarse en gran medida en la evidencia disponible para el tratamiento de la periodontitis. Sin

embargo, los diseños en forma de tornillo de los implantes, junto con varios grados de modificaciones en la superficie, pueden facilitar la formación de biofilm si se exponen al entorno oral. Por lo tanto, el desbridamiento de la superficie del implante constituye el elemento básico para el tratamiento de la mucositis peri-implantaria y la peri-implantitis.

A pesar de que existe cierto consenso acerca de que la terapia mecánica no quirúrgica puede ser eficaz para el tratamiento de la mucositis peri-implantaria, todavía se desconoce cuál es el mejor protocolo para descontaminar la superficie de los implantes afectados de peri-implantitis. En cualquier caso, habitualmente se recomienda la siguiente secuencia de tratamiento:

3.7.1.2.5.1. Fase de pretratamiento

Una vez establecido el diagnóstico, el objetivo de esta fase no es otro que el de adoptar todas aquellas medidas que permitan controlar, reducir o modificar los factores o indicadores de riesgo de enfermedad peri-implantaria ya descritos con anterioridad. Es decir, un nivel de higiene oral deficiente, prótesis con un acceso higiénico inadecuado, restauraciones desajustadas o sobrecargadas, el consumo de tabaco, la presencia de enfermedades periodontales y la existencia de patología sistémica que pueda predisponer a las enfermedades peri-implantarias.

3.7.1.2.5.2. Desbridamiento mecánico

Consiste en el desbridamiento mecánico supra y submucoso de la superficie y cuello del implante, así como del aditamento protésico mediante el uso de curetas de titanio, fibra de carbono, teflón o plástico y dispositivos ultrasónicos con puntas recubiertas de poliéter-étercetona (PEEK). El principal objetivo es eliminar el biofilm y el cálculo de la superficie del implante sin dañarla y, de esta manera, restablecer la salud de la mucosa peri-implantaria (248,249). Siempre que sea posible este procedimiento debe realizarse retirando la prótesis para mejorar el acceso a los tejidos peri-implantarios. Habitualmente, el desbridamiento se acompaña del pulido de la superficie del implante y/o de los componentes protésicos usando una copa de goma y pasta de pulido o sistemas de aire abrasivo (p. ej., carbonato de sodio en polvo o de spray de glicina). Además de la intervención profesional, el paciente deberá extremar las técnicas de higiene bucal de uso doméstico a lo largo del proceso de curación para mejorar el pronóstico de la intervención.

Diversas investigaciones han preconizado el uso de medidas adyuvantes para prevenir la recolonización bacteriana tras el desbridamiento mecánico y facilitar las técnicas de higiene oral de uso doméstico (250). En este sentido, parece ser clave la modificación del contorno de aquellas prótesis sobrecontorneadas para favorecer el acceso higiénico. En efecto, en un ensayo clínico aleatorizado sobre 45 pacientes (24 test y 21 controles) y 6 meses de seguimiento, de Tapia y cols. (251) constaron una resolución completa de la inflamación en dos terceras partes de los sujetos a quienes se les modificó el contorno protésico, en comparación con tan solo el 9.52% de los controles (OR = 19; IC95%: 3.52 a 102.58; $P < 0.001$). Aunque Ciancio y cols. (252) observaron una reducción significativa de los índices de sangrado al sondaje (DM: 0.11 puntos; IC95%: 0.06 a 0.16; $P < 0.001$) y de placa (DM: 0.54 puntos; IC95%: 0.46 a 0.62; $P < 0.001$) tras usar durante 3 meses un colutorio de aceites esenciales, la mayoría de los estudios que han evaluado el efecto de incorporar diferentes protocolos de clorhexidina (249,253,254), la administración local de tetraciclina (255) o la terapia con láser (256) al desbridamiento mecánico convencional, no han mostrado la existencia de diferencias entre los grupos test y control ($P > 0.05$). Así pues, tal y como afirman Figüero y cols. (257), deberá ser el profesional quien, en función de las circunstancias del paciente, decida el protocolo que mejor se adapte a cada caso. En cualquier caso, la prescripción de antibióticos sistémicos o probióticos no está justificada (248,258).

3.7.1.2.5.3. Reevaluación de la salud peri-implantaria (4-8 semanas)

Mucositis peri-implantaria

El desbridamiento mecánico unido al recontorneado del perfil protésico, con o sin medidas adyuvantes adicionales, ha mostrado ser eficaz a la hora de reducir significativamente la inflamación (*i. e.*, sangrado al sondaje) de la mucosa peri-implantaria y, en consecuencia, evitar la progresión de la enfermedad (251). Además, se estima que entre el 40-70% de los casos se conseguirá reestablecer la salud de la mucosa peri-implantaria (*i. e.*, ningún punto con sangrado al sondaje) (249,251,253). De esta manera, puede concluirse que la mucositis peri-implantaria puede ser tratada con éxito si se aplican los procedimientos anteriormente mencionados.

Peri-implantitis

De acuerdo con la evidencia disponible al respecto, independientemente del protocolo empleado, la terapia no quirúrgica parece no ser suficiente para resolver la enfermedad en los casos diagnosticados de peri-implantitis. En este sentido, las investigaciones tan solo han conseguido encontrar pequeñas mejoras en los principales parámetros clínicos y una clara tendencia a la recurrencia de la enfermedad (259-262). Por lo tanto, en caso de no observarse mejoras significativas en los parámetros clínicos, se recomienda aplicar terapias avanzadas asociadas a procedimientos quirúrgicos (257).

3.7.1.2.5.4. Tratamiento quirúrgico

Tal y como se ha mencionado anteriormente, el tratamiento no quirúrgico de la peri-implantitis ha demostrado tener una eficacia limitada. Una posible explicación a tales hallazgos puede estar relacionada con la insuficiente descontaminación de la superficie del implante cuando esta queda expuesta a la colonización bacteriana. De hecho, la geometría de las espiras y el nivel de rugosidad de la superficie del implante pueden complicar aún más la descontaminación cuando existe pérdida ósea concomitante (263). Asimismo, la histopatología de las lesiones peri-implantarias se caracteriza por la presencia de un infiltrado celular inflamatorio que se encuentra en contacto directo con el hueso alveolar y se extiende apicalmente, lo que produce la pérdida de la osteointegración del implante (264). Además, de forma similar a la periodontitis avanzada, la peri-implantitis se ha asociado a una microbiota anaeróbica gram-negativa, que podría ser difícil de erradicar si únicamente se emplean tratamientos no quirúrgicos (265).

Así pues, el objetivo principal de la terapia quirúrgica peri-implantaria es recuperar la salud de los tejidos peri-implantarios. El tratamiento debe ser etiológico y destinado a erradicar la infección y a prevenir la progresión de la pérdida ósea marginal. Secundariamente, se pretende regenerar el hueso peri-implantario y el cierre del defecto intraóseo.

Descontaminación de la superficie del implante

De forma muy similar a lo anteriormente expuesto, se han descrito y empleado multitud de protocolos para descontaminar la superficie expuesta del implante una vez levantado el colgajo mucoperióstico.

La descontaminación mecánica mediante el uso de curetas, dispositivos ultrasónicos, cepillos de titanio y sistemas de aire abrasivo pretende eliminar el tejido de granulación y/o los depósitos duros y blandos presentes en la superficie contaminada. Además, en algunos casos, como se expondrá más adelante en detalle, se ha sugerido el alisado de la superficie rugosa para que esta sea más fácil de limpiar. Adicionalmente, algunos autores recomiendan la irrigación y/o frotamiento de la superficie del implante con agentes químicos (p. ej., ácido cítrico, peróxido de hidrógeno, clorhexidina y/o suero fisiológico estéril) o la aplicación de láser blando como medidas coadyuvantes. Sin embargo, ningún protocolo ha demostrado ser superior al tratamiento mecánico convencional. Así, en igualdad de condiciones, parece razonable emplear aquellos que se asocian a un coste económico reducido y a un bajo riesgo de complicaciones.

Una mención a parte merece la discusión sobre si estos casos pueden beneficiarse, o no, de la administración de antibióticos por vía sistémica. A este respecto, un interesante ensayo clínico aleatorizado analizó el efecto de administrar 750 mg de amoxicilina durante 10 días (3 días antes y 7 días después de la cirugía) sobre los resultados del tratamiento quirúrgico peri-implantario (266). Los autores siguieron a lo largo de 12 meses a 99 pacientes (178 implantes) diagnosticados de peri-implantitis severa (profundidad al sondaje ≥ 6 mm en al menos un punto, sangrado y/o supuración y pérdida ósea marginal > 3 mm) y tratados mediante un abordaje de acceso o resectivo. Si bien no se observó que el uso sistémico de antibióticos tuviera algún impacto sobre el éxito del tratamiento de los implantes mecanizados (OR = 0.27; IC95%: 0.01 a 12.99; $P = 0.506$), sí que se constató un efecto positivo sobre aquellos implantes con una superficie modificada (OR = 38.69; IC95%: No especificado; $P = 0.005$) (266). Dicho de otro modo, es necesario tratar 5 pacientes con implantes de superficie rugosa para que uno de ellos se beneficie de la administración sistémica de antibióticos (NNT = 5; IC95%: 2.3 a 23.8; Reducción absoluta del riesgo del 23.74%). No obstante, los resultados deben ser tomados con cautela debido a que tan solo el 34% de los implantes rugosos respondieron de forma exitosa

al tratamiento quirúrgico. Además, no se notificaron los eventos adversos potencialmente asociados a la administración de antibióticos.

Técnicas quirúrgicas

En función de la morfología del defecto óseo peri-implantario, la cantidad de mucosa queratinizada y el grado de compromiso estético, se han sugerido distintos enfoques o técnicas quirúrgicas.

Cirugía de acceso

Consiste en la elevación de un colgajo a espesor total para acceder a la superficie del implante y descontaminarla, conservando y manteniendo la posición del margen mucoso alrededor del cuello del implante. Por consiguiente, se recomienda limitar esta técnica a aquellos implantes con escasa pérdida ósea marginal, con defectos sin componente intraóseo y ubicados en zonas con un elevado grado de compromiso estético.

En base a los resultados de un estudio de cohortes efectuado sobre 24 pacientes (36 implantes), a pesar del 100% de supervivencia, es esperable que sólo el 47% de los implantes tratados mediante este abordaje presenten una resolución completa de la inflamación a los 12 meses (267).

Cirugía resectiva

El abordaje resectivo pretende facilitar la higiene oral doméstica y reducir las bolsas alrededor de los implantes afectados (268). Es considerado el enfoque de elección en aquellas áreas sin compromiso estético y asociadas a defectos supraóseos o intraóseos de una pared. Desde un punto de vista técnico, es necesario realizar una incisión a bisel interno dependiendo de la profundidad de sondaje, así como del grosor y anchura de la mucosa peri-implantaria. Seguidamente, se elevan los colgajos mucoperiosticos y se elimina el collar mucoso. A menudo, una vez descontaminada la superficie del implante, es necesario hacer la osteoplastia del hueso circundante hasta obtener una arquitectura aplanada. Finalmente, se procede a la reposición apical de los tejidos, dejando expuesta a la cavidad bucal la porción afectada del implante. Como se expondrá más adelante, la porción expuesta de los implantes rugosos puede ser aliada a fin de disminuir la retención de placa y facilitar la higiene.

Serino y Turri (269) publicaron en el año 2011 un estudio prospectivo en el que se incluyeron 31 pacientes (36 implantes) diagnosticados de peri-implantitis (profundidad al sondaje ≥ 6 mm en al menos un punto, sangrado y/o supuración y pérdida ósea marginal ≥ 2 mm) y tratados mediante un abordaje quirúrgico resectivo sin implantoplastia. Al término de los 2 años de seguimiento, el 80.56% de los implantes continuaban en boca y el 58% mostraron una completa resolución de la enfermedad (269).

Cirugía regenerativa

El enfoque regenerativo queda restringido a aquellos defectos con un componente intraóseo circunferencial. Tiene como objetivo evitar el colapso de los tejidos durante el periodo de curación y, eventualmente, incrementar las posibilidades de obtener re-osteointegración. En estos casos, una vez eliminado el tejido de granulación y haber descontaminado la superficie del dispositivo, el defecto es rellenado con hueso autólogo o sustitutos óseos (p. ej., aloinjerto, xenoinjerto o materiales aloplásticos) y recubierto, o no, con una membrana reabsorbible o no reabsorbible. Por último, los tejidos se suturarán coronalmente, iniciándose entonces el proceso de cicatrización, que puede ser sumergida (si existe la posibilidad de retirar la prótesis) o transgingival.

Hasta la fecha, tres ensayos clínicos han evaluado la eficacia clínica de la terapia de aumento en comparación con la cirugía de acceso (270-272). A los 12 meses, dos de las investigaciones han reportado un porcentaje de relleno óseo significativamente mayor en los defectos tratados con gránulos de titanio (270,272). No obstante, al analizar los resultados clínicos (reducción de la profundidad y sangrado al sondaje) los resultados de ambos enfoques terapéuticos fueron similares (270-272).

Dos estudios han evaluado la necesidad del uso de membranas en el abordaje quirúrgico regenerativo (273,274). El primero corresponde a un estudio observacional sobre 25 pacientes (41 implantes), cuyo objetivo fue evaluar los resultados clínicos de 3 protocolos terapéuticos: hueso autólogo sin membrana (12 implantes), hueso autólogo con membrana politetrafluoroetileno expandido (20 implantes), y hueso autólogo con membrana de colágeno (9 implantes) (273). La supervivencia a los 12 meses fue del 100%. El riesgo de presentar complicaciones durante el periodo de cicatrización en los grupos tratados con membranas no

reabsorbibles y membranas reabsorbibles fue del 60% y 58%, respectivamente. La supervivencia a los 3 años fue del 100%, y todos los grupos tuvieron unos niveles de ganancia ósea similares ($P = 0.582$) (273). Por su parte, Roos-Jansåker y cols. evaluaron el grado relleno óseo a los 5 años tras el uso de fluorohidroxiapatita recubierta o no de una membrana reabsorbible de ácido poliglicólico (274). Se analizaron un total de 25 pacientes (55 implantes). La exposición de la membrana se produjo en el 44% de los casos, con una supervivencia del 100% en ambos grupos. El análisis estadístico no reveló diferencias estadísticamente significativas en términos de relleno óseo (DM = 0.40 mm; IC95%: -0.32 a 1.12; $P = 0.270$) ni reducción de la profundidad de sondaje (DM = -0.40 mm; IC95%: -1.73 a 0.93; $P = 0.546$) (274).

En el año 2009, Schwarz y cols. presentaron los resultados a 4 años de un ensayo clínico aleatorizado que comparó la eficacia de dos materiales de regeneración (275). Así, 11 pacientes (11 implantes) fueron tratados con hidroxiapatita cristalina (grupo control) y otros tantos con un material xenogénico recubierto de una membrana de colágeno (grupo test). Dos pacientes del grupo control y uno del grupo test experimentaron supuración a lo largo del seguimiento y fueron excluidos del estudio. Los pacientes tratados con hueso mineral xenogénico experimentaron una mayor reducción de la profundidad de sondaje (DM = 1.40 mm; IC95%: 0.74 a 2.06; $P = 0.001$) y una ganancia más acusada del nivel de inserción clínico (DM = 1.40 mm; IC95%: 0.63 a 2.17; $P = 0.002$) en comparación con el grupo control (275).

En vista de lo anteriormente expuesto, puede concluirse que no existe suficiente evidencia como para recomendar el uso preferente de hueso autólogo o sustitutos óseos xenogénicos (257) y que el uso de membranas no parece proporcionar un beneficio adicional (273,274).

Cirugía combinada

Debido a que la mayoría de los defectos peri-implantarios combinan componentes infra e supraóseos, la unión de los principios del enfoque regenerativo con los de la terapia resectiva o de acceso puede ser útil en el tratamiento de estos casos. Así, por un lado, se realiza la implantoplastia de aquellas zonas donde, debido a la anatomía del defecto, el potencial regenerativo es muy limitado (*i. e.*, componente supracrestal o dehiscencias). Por el otro, se procede al relleno de los aspectos intraóseos mediante el uso de un sustituto óseo en combinación con una

membrana reabsorbible y/o un injerto de tejido conectivo. Finalmente, en función del grado de compromiso estético, los tejidos son reposicionados coronal o apicalmente.

A tenor de los estudios consultados, los resultados del enfoque quirúrgico combinado parecen ser prometedores (276-280).

3.7.1.2.5.5. Terapia de mantenimiento

De forma análoga a las enfermedades periodontales, la terapia de mantenimiento es una parte fundamental del tratamiento integral de las enfermedades peri-implantarias. No solo para prevenir la aparición de patología en implantes sanos (192), si no también para mejorar el pronóstico de la fase activa de tratamiento (281). En este sentido, tal y como se expondrá más adelante, este es uno de los factores más importantes a la hora mantener el estado de salud y/o prevenir la progresión de la enfermedad (281). En las visitas de mantenimiento, se deberá evaluar el estado de salud general, bucal, periodontal y peri-implantario del paciente, así como identificar posibles factores de riesgo que puedan llevar nuevamente a la progresión de la enfermedad. El profesional deberá ser quien, en función de las características de cada caso concreto, decida el intervalo de tiempo óptimo que debe transcurrir entre una sesión y otra.

La figura 2 resume una propuesta de actuación según lo anteriormente expuesto.

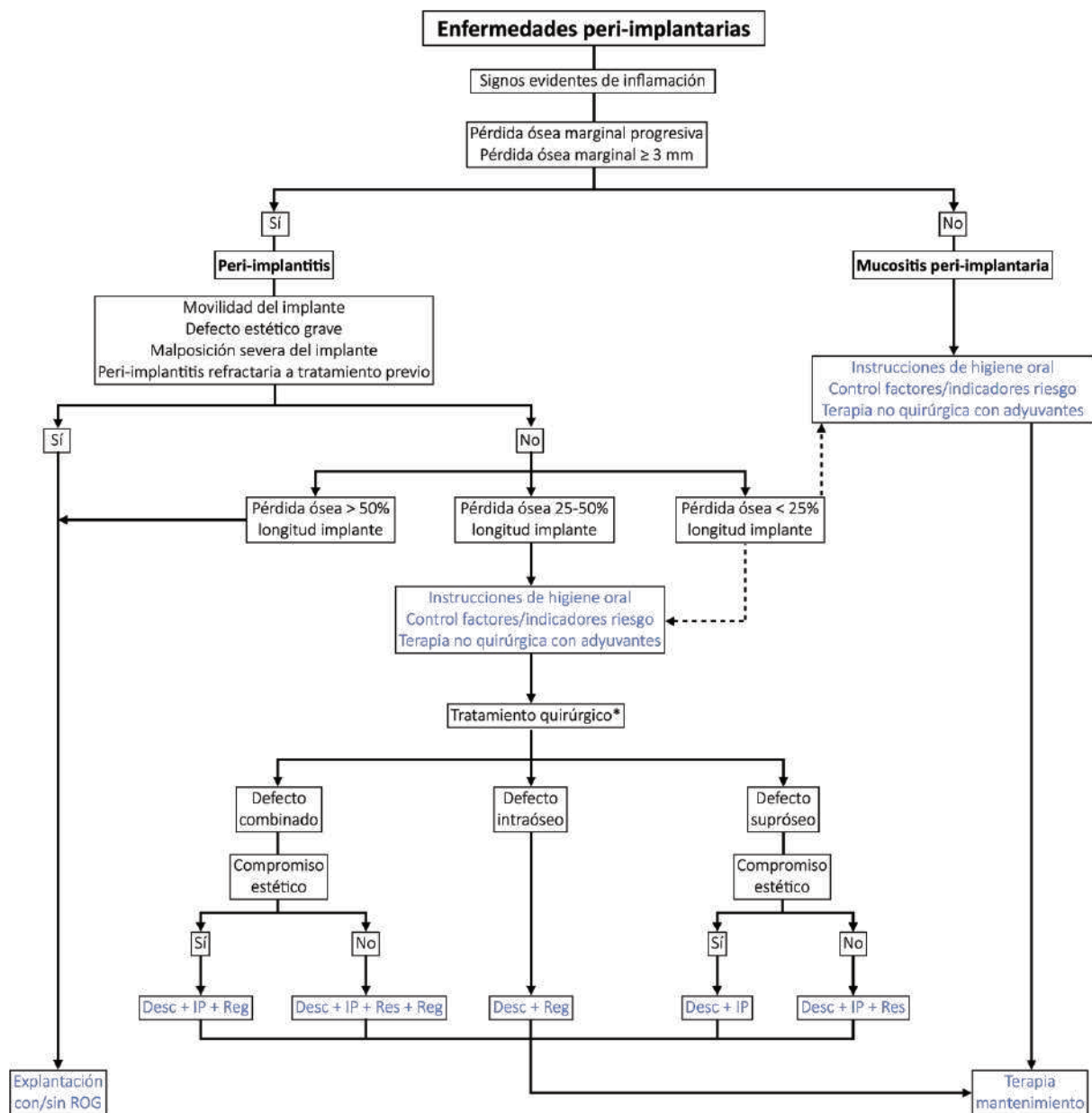


Figura 2. Propuesta terapéutica de las enfermedades peri-implantarias.

Desc: Descontaminación de la superficie; IP: Implantoplastia; Reg: Técnicas regenerativas; Res: Técnicas resectivas; ROG: Regeneración ósea guiada.

* Valorar cirugía aumento tejidos blandos según necesidad.

3.7.1.2.6. Implantoplastia

La implantoplastia puede definirse como un procedimiento destinado a pulir y a alisar aquellas partes de los implantes de superficie rugosa que se encuentran por fuera del contorno óseo a consecuencia de la pérdida ósea marginal progresiva asociada a peri-implantitis (282). Con ello se pretende, en primer lugar, eliminar las espiras y la superficie infectada y, en segundo, crear una superficie menos proclive a la retención de placa mediante la reducción de su nivel de

rugosidad (283). Como se ha comentado anteriormente, la implantoplastia debe efectuarse únicamente en aquellas zonas donde, debido a la anatomía del defecto, el potencial regenerativo es muy limitado (*i. e.*, componente supracrestal o dehiscencias). Así, estará indicada en los abordajes quirúrgicos de acceso, resectivo y combinado.

En el entorno clínico, es habitual el empleo de fresas de diamante o carburo de tungsteno para eliminar las espiras de la superficie expuesta del implante y de pulidores de carburo de sílice para proceder a su alisado (277,284-287). Adicionalmente, algunos profesionales han sugerido el uso de piedras abrasivas como un paso intermedio para conseguir un mejor resultado (276).

Romeo y cols. (284,285) diseñaron un ensayo clínico aleatorizado para evaluar el efecto de incorporar la implantoplastia al tratamiento quirúrgico resectivo convencional. Para ello, reclutaron a 19 pacientes (38 implantes) diagnosticados de peri-implantitis, 10 de los cuales (20 implantes) fueron tratados mediante cirugía resectiva con implantoplastia y el resto sirvieron de controles (*i. e.*, cirugía resectiva sin implantoplastia). La supervivencia a los 36 meses fue significativamente más elevada en los participantes asignados al grupo experimental (100% vs. 77.8%; $P = 0.026$). Asimismo, los controles también se asociaron a unos peores resultados clínicos en términos de profundidad de sondaje (DM = -1.92 mm; IC95%: -2.38 a -1.46; $P < 0.001$) e índice de sangrado (DM = -1.83; IC95%: -2.08 a -1.58; $P < 0.001$). Finalmente, mientras los niveles de hueso peri-implantario se mantuvieron estables en los casos tratados mediante cirugía resectiva e implantoplastia (DM = 0.01 mm; DE = 0.41), se observó progresión de la enfermedad en los controles (DM = 1.54 mm; DE = 0.7). Estos hallazgos fueron estadísticamente significativos al comparar ambos grupos (DM = -1.53 mm; IC95%: -1.97 a -1.09; $P < 0.001$). Aunque estos resultados parecen coincidir con los de otros estudios clínicos publicadas al respecto (276-280,288,289), otras investigaciones no han logrado demostrar un verdadero beneficio clínico (290,291).

Por lo que respecta a la seguridad del procedimiento, a nivel clínico, la única complicación directamente atribuible a dicho procedimiento ha sido, hasta el momento, un caso aislado de pigmentación mucosa (286). No obstante, debe tenerse en cuenta que la mayoría de los estudios existentes al respecto corresponden a series de casos muy heterogéneas.

En cualquier caso, varias investigaciones han expresado inquietudes con respecto a la implantoplastia (292,293). En primer lugar, es técnicamente exigente y conlleva un tiempo considerable (294-296). En segundo lugar, la reducción del diámetro del implante podría comprometer sus propiedades biomecánicas (297,298). Además, el sobrecalentamiento del implante y/o del hueso alveolar ha sido considerado como otra de sus posibles limitaciones (299). Por si fuera poco, se ha especulado con que la liberación de partículas metálicas en los tejidos duros y blandos circundantes puede inducir una reacción inflamatoria y, eventualmente, conducir a la recurrencia de la enfermedad (300-302). Por último, pero no menos importante, la modificación de las propiedades fisicoquímicas de la superficie del implante tras efectuar el alisado y pulido de la misma puede afectar a la unión celular y, en consecuencia, a su biocompatibilidad (303).

3.7.1.2.7. Pronóstico

Bien sea a través del inicio o acentuación de la pérdida ósea marginal, es bien conocido que las enfermedades peri-implantarias progresan ante la ausencia de tratamiento (304,305). De este modo, para poder evaluar la eficacia de las intervenciones anteriormente expuestas es fundamental conocer los criterios utilizados para definir el éxito. No obstante, al igual que sucede con los criterios diagnósticos, no existe un consenso para definirlo. Aunque la mayoría de las publicaciones consideran la supervivencia libre de progresión (*i. e.*, proporción de pacientes/implantes que, transcurrido un periodo de tiempo definido, no han empeorado, es decir, se mantienen sin progresión de la enfermedad) como criterio de éxito, pocas de ellas han empleado o registrado la supervivencia libre de enfermedad (*i. e.*, proporción de pacientes/implantes que, transcurrido un periodo de tiempo definido, no vuelven a presentar signos de la enfermedad). La trascendencia de ello es importante, puesto que únicamente empleando la última será posible determinar si el tratamiento efectuado tiene un fin curativo o paliativo.

Siempre y cuando el paciente tenga un buen acceso a la higiene, el pronóstico del tratamiento no quirúrgico en los casos de mucositis peri-implantaria puede considerándose como bueno (251). En efecto, tal y como se ha expuesto anteriormente, el desbridamiento mecánico unido al recontorneado del perfil protésico, con o sin medidas adyuvantes adicionales, ha mostrado

ser eficaz a la hora de conseguir reestablecer la salud de la mucosa peri-implantaria (*i. e.*, ningún punto con sangrado al sondaje) en más de la mitad de los casos (249,251,253).

A pesar de que a corto plazo (*i. e.*, ≤ 5 años) todos los enfoques quirúrgicos parecen parar o frenar la progresión de la enfermedad, no existe evidencia suficiente como para poder emitir conclusión alguna a más largo plazo. Además, el pronóstico del tratamiento quirúrgico peri-implantario en términos de resolución de la enfermedad es, cuanto menos, dudoso. En este sentido, Heitz-Mayfield y cols. (267) concluyeron que, si bien el 92% de los implantes tratados mediante cirugía de acceso presentaron unos niveles óseos estables a los 12 meses, tan solo el 47% estaban libres de enfermedad (*i. e.*, estabilidad ósea y ausencia de sangrado/supuración). Los resultados de otras publicaciones con otros abordajes terapéuticos se asemejan a los anteriormente expuestos (269,273-275,288).

En cualquier caso, diversas investigaciones han sugerido una serie de factores que podrían modular la respuesta al tratamiento.

3.7.1.2.7.1. Pérdida ósea marginal inicial

El diagnóstico precoz es fundamental, no solo para prevenir, si no también para limitar la pérdida ósea marginal (269,306,307). Ya en el año 2011, Serino y Turri (269) observaron que el 76% de los implantes tratados mediante cirugía resectiva y cuya pérdida ósea inicial era ≤ 4 mm se asociaron a salud peri-implantaria al término de los dos años de seguimiento. En contraposición, el porcentaje de implantes libres de enfermedad cuando la pérdida ósea basal era de 5-6 mm y ≥ 7 mm fue del 54.55% y 22.22%, respectivamente. Además, 7 de los 18 implantes (38.89%) con unos defectos iniciales ≥ 7 mm tuvieron que ser explantados antes del segundo año post-tratamiento (269).

De forma similar, los resultados del análisis multinivel de una serie de casos prospectiva sobre 45 pacientes (143 implantes y 558 localizaciones) sometidos a un enfoque quirúrgico resectivo revelaron que, aunque a los 6 meses todos los implantes con una pérdida > 7 mm seguían permaneciendo en boca, ninguno de los implantes pudo ser considerado como exitoso (*i. e.*, estabilidad ósea, profundidad de sondaje menor a 4 mm y ausencia de sangrado/supuración) (307). Los resultados de otras investigaciones también concuerdan con lo comentado anteriormente (290,306,308).

3.7.1.2.7.2. Tasa de pérdida ósea marginal peri-implantaria

Aunque no existe evidencia científica al respecto, la experiencia clínica sugiere que, cuando la pérdida ósea marginal ocurre en un periodo de tiempo relativamente corto, el proceso de la enfermedad puede considerarse como una forma de peri-implantitis "agresiva". De forma análoga al tratamiento de la periodontitis agresiva y crónica (191), podría ser que las peri-implantitis "agresivas" fueran más difíciles de tratar que las de "progresión lenta". De nuevo, el diagnóstico temprano de peri-implantitis parece crucial para lograr un resultado exitoso del tratamiento quirúrgico (306).

3.7.1.2.7.3. Presencia de bolsas peri-implantarias residuales

Parece lógico pensar que cuanto más profundo sea el defecto óseo peri-implantario más difícil va a ser la reposición apical de los tejidos. En este sentido, Serino y cols. (281) compararon la evolución de 28 implantes con bolsas peri-implantarias residuales y 43 libres de enfermedad tras la aplicación de cirugía resectiva. Todos los pacientes fueron incluidos en un estricto programa de mantenimiento. A los 5 años se observó que, mientras todos los implantes libres de enfermedad continuaban estándolo, la enfermedad progresó en más de un tercio (39.29%) de los que a los 6 meses post-tratamiento presentaban bolsas residuales. Además, los autores evidenciaron que los implantes con bolsas residuales al inicio del estudio presentaban una mayor pérdida marginal inicial en comparación con los que no las tenían (5.9 mm vs. 4.2 mm) (281).

3.7.1.2.7.4. Morfología del defecto óseo peri-implantario

Schwarz y cols. (309) analizaron la influencia del tipo de defecto óseo peri-implantario respecto a los resultados clínicos del enfoque quirúrgico regenerativo. A los 6 meses de seguimiento, en comparación a aquellos asociados a dehiscencia vestibular, los defectos intraóseos puramente circunferenciales experimentaron una mayor ganancia del nivel de inserción clínico ($P < 0.001$) y reducción de la profundidad de sondaje más acusada ($P < 0.001$). No obstante, cabe destacar que, además de que los autores no reportaron el número de casos libres de enfermedad, las diferencias mencionadas dejaron de ser significativas a los 12 meses post-tratamiento. En cualquier caso y de forma análoga a la terapia periodontal regenerativa, parece razonable asumir

que cuanto más contentivo y mayor número de paredes óseas tenga el defecto, mayores van a ser las probabilidades de éxito (310,311).

3.7.1.2.7.5. Superficie del implante

Las superficies moderadamente rugosas (S_a 1-2 μm) son preferibles a las mecanizadas para la porción intraósea de los implantes dentales porque estas se asocian a un mayor grado y tasa de osteointegración (64,312). No obstante, como se ha ido comentando, en caso de exponerse al medio oral, la consecuente colonización bacteriana puede favorecer el desarrollo de un proceso inflamatorio y, eventualmente, iniciar o agravar la pérdida ósea marginal peri-implantaria.

Las revisiones sistemáticas existentes sobre los diversos protocolos de descontaminación aplicables en el ámbito clínico han demostrado que, independientemente del protocolo mecánico y/o químico aplicado, no es posible lograr la descontaminación completa de la superficie del implante, ni siquiera en entornos de laboratorio (*i. e., in vitro*) (293,313,314). Asimismo, cuanto más rugosa sea la superficie del implante, más difícil va a ser descontaminarla (315,316).

Por todo ello, no resulta sorprendente que diversos estudios preclínicos *in vivo* hayan observado que, en comparación a aquellos de superficie mecanizada, la peri-implantitis progresa más rápido y responde peor al tratamiento en los implantes rugosos (317-319). Adicionalmente, algunas investigaciones han reportado un patrón de comportamiento distinto entre implantes con una rugosidad superficial similar (*i. e., moderadamente rugosa*), pero de diferente diseño microestructural (317,320).

A nivel clínico, estudios como el de Carcuac y cols. (321) observaron que el éxito del tratamiento quirúrgico de acceso o resectivo (*i. e., estabilidad ósea, profundidad de sondaje \leq 5 mm y ausencia de sangrado/supuración*) fue mayor en los implantes mecanizados (79%) que en aquellos con una superficie rugosa (34%). Dichas diferencias fueron estadísticamente significativas ($OR_a = 0.00$; IC95%; 0.00 a 0.11; $P = 0.002$). Aunque los resultados de ciertas investigaciones concuerdan con los previamente expuestos (322,323), otros estudios no han reportado esta asociación (239,306).

3.7.1.2.7.6. Experiencia del cirujano/a

En un interesante estudio, resultado de agrupar los datos de dos ensayos clínicos aleatorizados, de Waal y cols. (306) trataron de determinar los factores de riesgo asociados al fracaso del tratamiento quirúrgico peri-implantario resectivo (*i. e.*, pérdida implante o pérdida ósea marginal progresiva ≥ 1 mm o supuración al sondaje o ≥ 3 puntos con sangrado al sondaje o profundidad de sondaje ≥ 5 mm asociada a sangrado). Tras analizar 74 pacientes (187 implantes), los resultados revelaron que los primeros pacientes tratados presentaron un riesgo de fracaso significativamente más elevado que los sujetos que fueron intervenidos más tarde ($OR_a = 1.04$; IC95%: 1.03 a 1.11; $P = 0.016$) (306). De acuerdo con los autores, este efecto de aprendizaje, presente en multitud de procedimientos quirúrgicos (324,325), debería ser siempre considerado para no introducir una fuente de sesgo.

3.7.1.2.7.7. Mantenimiento

Para evitar la reinfección o la recidiva de la peri-implantitis es fundamental que el paciente sea incorporado a un programa de mantenimiento. Así, deberán realizarse visitas de control periódicas cada 4-6 meses a fin de reforzar las instrucciones de higiene oral y efectuar las acciones terapéuticas pertinentes (p. ej., exploración clínica y radiográfica, limpieza de la prótesis, profilaxis profesional, etc.).

Aunque es bien conocido que la ausencia de mantenimiento tras el tratamiento no quirúrgico de la mucositis peri-implantaria multiplica por casi 6 veces el riesgo de progresión a peri-implantitis ($OR_a = 5.92$; IC95%: 1.09 a 32.16; $P = 0.039$) (192), ningún estudio hasta la fecha ha evaluado el impacto que la ausencia de terapia de soporte puede tener sobre el éxito del tratamiento quirúrgico de la peri-implantitis. En cualquier caso, de acuerdo con Serino y cols. (281), mediante la implementación de un estricto programa de mantenimiento periodontal y peri-implantario (2 visitas al año) es posible estabilizar los niveles óseos cuando partimos de una condición libre de enfermedad.

3.7.1.2.7.8. Ancho de la mucosa queratinizada

La influencia del ancho de mucosa queratinizada vestibular y el pronóstico del tratamiento peri-implantario quirúrgico es un tema controvertido. Por un lado, Monje y cols. (310) observaron que dicha variable es un factor indicativo de éxito terapéutico del enfoque combinado ($OR_a = 5.9$; IC95%: NR; $P = 0.001$). Por el otro, Ravidà y cols. (326) concluyeron que el ancho de la mucosa queratinizada tiene un efecto insignificante sobre el éxito del abordaje resectivo o regenerativo ($OR = 1.39$; IC95%: 0.26 a 7.41; $P = 0.704$).

En vista de lo expuesto, teniendo en cuenta el limitado tiempo de seguimiento de los estudios publicados hasta la fecha y el reducido porcentaje de casos con resolución completa de la enfermedad, el esfuerzo del profesional debe centrarse en la prevención.

3.7.2. COMPLICACIONES PROTÉSICAS

La primera idea que uno debe interiorizar cuando se adentra en el fascinante mundo de la implantología, es que el paciente que quiere solucionar su edentulismo busca reponer sus dientes y no recibir implantes. Así, el éxito del tratamiento implantológico no debe limitarse al implante dental, si no que también debe incluir la rehabilitación protodóncica.

Tanto si el edentulismo es parcial o total, existen soluciones protésicas fijas y removibles. Las principales diferencias de las opciones removibles respecto a las fijas son que estas se apoyan tanto en los implantes como en la mucosa bucal y, en segundo lugar, que el paciente, por si mismo, puede retirarse la prótesis para limpiarla. Además, dentro de las soluciones fijas encontramos dos sistemáticas de trabajo para combinar el implante a la prótesis: cementada o atornillada. Si bien ambos sistemas presentan índices de supervivencia similares, tal y como se expondrá a continuación, exhiben particularidades en cuanto al tipo de complicaciones que pueden acontecer (327).

De forma muy breve, la prótesis total removible sobre implantes recibe el nombre de sobredentadura, habitualmente está confeccionada en resina, con o sin armazón metálico, y se ancla mediante elementos individuales (p. ej., bolas o Locator®), barras o una mezcla de ambos. Por su parte, la prótesis total o parcial fija sobre implantes permite reemplazar dientes y, si es

necesario, parte del reborde alveolar perdido. Además, en función del material del que está compuesto su núcleo y recubrimiento, puede ser: metal-resina, metal-cerámica, circonio-cerámica, circonio monolítico, PEEK-cerámica o PEEK-composite, entre otros (328). Por último, aunque no suele ser una opción terapéutica habitual, los implantes también pueden servir de anclaje de una prótesis parcial removible para mejorar la retención, estabilidad y soporte de la prótesis, evitar sobrecargar los dientes presentes y/o mejorar la estética de la restauración (329).

Una prótesis se considera que ha sobrevivido si logra permanecer in situ, con o sin modificaciones, durante todo el período de observación. Por su parte, el éxito prostodóncico únicamente se alcanza si esta permanece libre de complicaciones a lo largo del tiempo de seguimiento (330). A pesar de que la rehabilitación de los dientes ausentes mediante prótesis sobre implantes es una opción terapéutica segura y predecible a corto y largo plazo, con tasas de supervivencia que oscilan entre el 80-95% a los 10 años, el porcentaje de pacientes libres de complicaciones se sitúa en torno al 50-70% (330,331). En este sentido, la figura 3 recoge las principales complicaciones mecánicas y técnicas de las restauraciones implantoprotésicas observadas en el ámbito clínico (332).

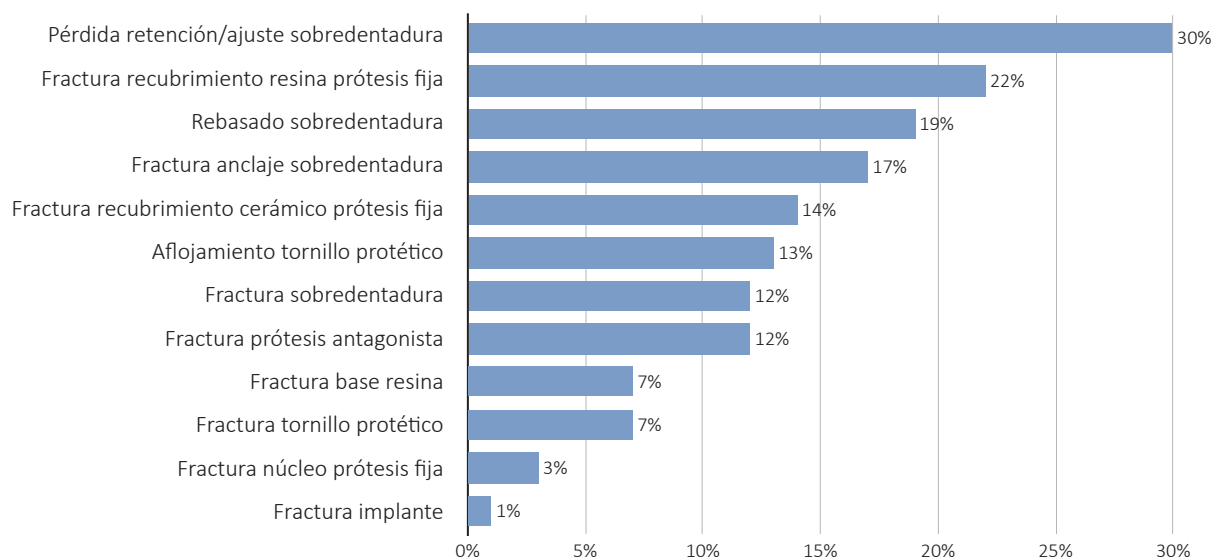


Figura 3. Principales complicaciones mecánicas y técnicas de las restauraciones implantoprotésicas (332).

Desde un punto de vista socioeconómico, las preferencias del paciente hacia una determinada opción de tratamiento dependen de su eficacia a lo largo del tiempo, junto con los costos y el mantenimiento asociados (333). Indudablemente, la aparición de cualquier complicación dará

lugar, cuanto menos, a numerosas visitas de reparación y mantenimiento. En este contexto, a fin de minimizar la incidencia de complicaciones, los profesionales de la Odontología deben escoger los componentes y materiales en base a la evidencia científica disponible y, a su vez, incorporar a los pacientes en un sistema de mantenimiento bien estructurado una vez finalizado el tratamiento (334). Seguidamente se expondrán los principales factores o indicadores de riesgo relacionados con las complicaciones protodóncicas.

3.7.2.1. TIPO DE RESTAURACIÓN

Ferrigno y cols. (335) evaluaron los resultados clínicos a largo plazo (*i. e.*, 10 años) de 233 pacientes totalmente edéntulos rehabilitados mediante 163 sobredentaduras y 95 prótesis totales fijas sobre implantes. La supervivencia de las rehabilitaciones osciló entre el 87.5-98.8% y 96.4-100% para el grupo de pacientes tratados con soluciones removibles y fijas, respectivamente (335). Sin embargo, como puede observarse en la figura 3, la mayoría de las complicaciones más frecuentes hacen referencia a sobredentaduras (332). A colación, una revisión sistemática sobre estudios con al menos 5 años de seguimiento indicó que las sobredentaduras, en comparación a las opciones fijas totales o parciales, se asocian a una incidencia entre 4 y 10 veces más elevada de complicaciones relacionadas con los componentes del implante, de las conexiones a la supraestructura y de la propia prótesis (56). Incluso, autores como Assaf y cols. sostienen que la aparición de complicaciones protésicas alrededor de sobredentaduras es inevitables (336).

3.7.2.2. MATERIAL PROTÉSICO

Dos revisiones sistemáticas trataron de comparar la supervivencia y la tasa de complicaciones en prótesis parciales fijas unitarias o múltiples de metal-cerámica, circonio-cerámica y/o circonio monolítico (337,338). Respecto a las restauraciones unitarias, los autores concluyeron que las coronas de circonio-cerámica son una alternativa válida a las de metal-cerámica debido a que presentan una tasa de supervivencia (97.6% vs. 98.3%) y éxito (83.8% vs. 86.7%) similares, pero con menos problemas estéticos (1.7% vs. 0%; $P < 0.001$) (337). No obstante, las coronas tienen un riesgo de fracaso por fractura del material significativamente más elevado que las coronas de circonio (2.1 vs. 0.2%; $P = 0.001$) (337). En contraposición, cuando la restauración abarca múltiples unidades, las prótesis de metal-cerámica deben seguir siendo consideradas

de primera elección ya que, en comparación a las de circonio-cerámica, se asociaron a una supervivencia significativamente mayor (98.7% vs. 93.0%; $P < 0.001$) (338). Adicionalmente, la tasa estimada de fracturas y descascarillado de la cerámica fue 5 veces menor en el grupo metal-cerámica (11.6% vs. 50%; $P < 0.001$) (338). Desafortunadamente, aunque las prótesis de circonio monolítica parecen ser una alternativa interesante a tenor de sus prometedores resultados a corto plazo, todavía no se disponen de suficientes estudios que evalúen su comportamiento en restauraciones unitarias o múltiples durante al menos 5 años (337,338).

En cuanto a las prótesis totales fijas, Bagegni y cols. (339) no observaron que los materiales de los que se compone la restauración (*i. e.*, resina, metal no precioso-resina, metal precioso-resina, metal no precioso-cerámica y circonio-cerámica) influyera en su supervivencia a medio plazo ($P = 0.576$). Respecto al éxito protésico, el 29% (IC95%: 15 a 50) de las soluciones metal-resina, el 21% (IC95%: 7 a 48) de las circonio-cerámica y el 22% (IC95%: 5 a 51) de las metal-cerámica experimentaron algún tipo de complicación durante los primeros 5 años de funcionamiento ($P > 0.05$) (339).

3.7.2.3. MÉTODO DE RETENCIÓN PRÓTESIS FIJA

Como se ha mencionado anteriormente, existen dos grandes sistemáticas de trabajo a la hora de retener una prótesis fija. El método cementado sigue principios análogos a los de la prótesis sobre dientes y emplea el cemento para unir coronas o puentes convencionales al pilar protésico. En contraposición, el método atornillado utiliza tornillos para unir el implante a los componentes protésicos. A pesar de que la elección del tipo de retención parece no influir en la supervivencia de la restauración, sí que puede ser responsable de la aparición de ciertas complicaciones (340). Así, mientras que en el sistema atornillado predominan las complicaciones mecánicas (p. ej., aflojamiento o fractura del tornillo protésico), el cementado se asocia a más complicaciones biológicas. Debe recordarse que la presencia de restos de cemento en el surco peri-implantario parece jugar un papel desencadenante en la aparición de peri-implantitis (141). En consecuencia, deberá ser el profesional quien, después de evaluar la viabilidad técnica del caso y sopesar las ventajas e inconvenientes de cada sistema de retención, tome la decisión entre uno u otro (340).

3.7.2.4. CARGA OCLUSAL

Las complicaciones técnicas y mecánicas ocurren de forma continua a lo largo del tiempo como resultado de la fatiga y estrés derivada de la masticación y, en ocasiones, de la presencia de hábitos parafuncionales. En base a la experiencia clínica, es posible que cualquier dentista considere que los pacientes bruxistas son especialmente susceptibles a sufrir complicaciones mecánicas y fracasos protésicos. En este contexto, Chrcanovic y cols. (341) realizaron un estudio de casos (*i. e.*, pacientes bruxistas) y controles (*i. e.*, pacientes sin bruxismo) apareado por género, edad, tiempo de seguimiento y número de implantes. Tras incluir 98 sujetos en cada grupo, los resultados revelaron que los pacientes bruxistas presentaron una prevalencia más elevada de complicaciones mecánicas en comparación a los controles. De forma más concreta, el bruxismo se asoció a un mayor riesgo de fracaso de implantes (OR = 2.71; IC95%: 1.25 a 5.88; $P < 0.01$), de fractura de dientes de acrílico (OR = 12.09; IC95%: 8.21 a 17.81; $P < 0.001$), de cerámica (OR = 12.34; IC95%: 4.39 a 34.72; $P < 0.001$) y del tornillo protésico (OR = 40.99; IC95%: 12.88 a 130.51; $P < 0.001$), así como de aflojamiento de la prótesis (OR = 7.86; IC95%: 4.22 a 14.66; $P < 0.001$) y del tornillo protésico (OR = 5.48; IC95%: 2.82 a 10.63; $P < 0.001$) (341). Aunque algunos trabajos no han observado esta asociación (342,343), la mayoría de las investigaciones concuerdan en mayor o menor medida con lo expuesto (344-347).

A pesar de que tradicionalmente se ha considerado que la presencia de extensiones libres > 15 mm tiene un efecto perjudicial sobre la supervivencia restauraciones fijas implantosoportadas (348), la evidencia científica actual sugiere que los voladizos cortos son una buena opción de tratamiento en rehabilitaciones totales o parciales de dos dientes (349-351). En cualquier caso, es innegable que su presencia puede asociarse a una mayor incidencia de complicaciones por el empeoramiento de las propiedades mecánicas de la rehabilitación (349,350).

3.7.2.5. AJUSTE PROTÉSICO

La evidencia clínica sugiere que un ajuste protésico deficiente crea tensiones incontroladas en los componentes protésicos y los tejidos peri-implantarios, propiciando la aparición de complicaciones técnicas como aflojamiento de los tornillos, fracturas de los componentes protésicos y, en el peor de los casos, pérdida de implantes o prótesis. Sin embargo, a pesar de que el análisis de elementos finitos parece corroborar dichas sospechas (352), la evidencia

científica proveniente de estudios clínicos es muy limitada y contradictoria. Mientras que un estudio retrospectivo observó que las prótesis que experimentaron el aflojamiento o fractura del tornillo se asociaron a un desajuste significativamente mayor en comparación a sus contrapartes (DM = 35 μ m; IC95%: 11.80 a 58.20; $P = 0.005$) (353), otros estudios no han observado diferencias al respecto (354,355). En todo caso, parece aconsejable que el profesional utilice todas aquellas herramientas que permitan lograr el menor desajuste protésico posible.

3.7.2.6. CONEXIÓN IMPLANTOPROTÉSICA

Los aditamentos pueden conectarse al implante de manera externa o interna. Dentro de esta última, a su vez, se encuentran los sistemas geométricos y las interfaces cónicas. Diversas investigaciones *in vitro* han observado una mejor estabilidad alrededor de las conexiones implantoprotésicas internas y, en especial, de las cónicas. En efecto, las conexiones internas han demostrado una mayor fortaleza y resistencia a la flexión del complejo implantoprotésico en comparación a sus contrapartes. Esta ventaja biomecánica puede traducirse en una reducción de las fuerzas transmitidas al pilar y, en consecuencia, a una menor probabilidad de sufrir el aflojamiento o fractura del tornillo protésico. Adicionalmente, algunos estudios han indicado que las conexiones cónicas reducen los espacios entre el pilar protésico y la plataforma del implante, limitando de esta manera la infiltración bacteriana y todas las complicaciones biológicas que de ella puedan derivar (74,76,77,356).

Los hallazgos provenientes de estudios de laboratorio también han sido corroborados clínicamente. Así, Gracis y cols. (13) obtuvieron una incidencia acumulativa ponderada de aflojamiento del tornillo a los 3 años del 1.5% (IC95%: 0.4 a 5.3) y 7.5% (IC95%: 4.2 a 13.1) para los diseños externos e internos, respectivamente. Por su parte, Pjetursson y cols. (80) observaron que la tasa acumulativa ponderada de fractura del tornillo oclusal o protésico a los 5 años fue significativamente más elevada ($P = 0.010$) en las conexiones externas (0.2%; IC95%: 0.06 a 0.8) que en las internas (1.8%; IC95%: 0.5 a 6.0). Los resultados de dichas investigaciones coinciden con las de otros trabajos (357,358). No obstante, parece prudente analizar los resultados con cierta cautela debido a que factores como el torque aplicado a los tornillos o las características de los pilares podrían alterar la asociación observada (359).

3.7.3. COMPLICACIONES ESTÉTICAS

Gracias a los avances que ha experimentado la implantología dental a lo largo de las últimas décadas, los resultados del tratamiento son cada vez más seguros y predecibles. De forma indirecta, este hecho ha acarreado que las expectativas de los pacientes sean cada vez más altas. Así pues, resulta evidente que la supervivencia del implante por si sola ya no es un criterio suficiente para valorar el resultado clínico del tratamiento. En efecto, la evidencia clínica y científica sugieren que la obtención de una estética satisfactoria desde el punto de vista del paciente cobra cada vez más importancia a la hora de determinar el éxito terapéutico

De acuerdo con Belser y cols. (360), la región estética se define desde un punto de vista objetivo como cualquier área de los maxilares que resulta visible durante la sonrisa forzada. No obstante, de forma más subjetiva y centrada en el paciente, puede entenderse como cualquier porción que tenga una importancia estética para este.

Sin duda, la restauración mediante prótesis implantosoportadas de los dientes ausentes en el sector anterior del maxilar superior, supone un verdadero desafío clínico debido a que se encuentra dentro de la región estética y con frecuencia se asocia a una disponibilidad ósea limitada. Por consiguiente, a fin de maximizar el potencial estético de cada caso, es fundamental que el profesional efectúe un análisis prequirúrgico exhaustivo para planificar y ejecutar de forma eficaz el tratamiento quirúrgico-prostodóncico (361). Desafortunadamente, la mayoría de los estudios no proporcionan ni evalúan parámetros estéticos para determinar el éxito del tratamiento. Además, los pocos que lo han valorado lo hacen mediante el uso de herramientas muy dispares. Así, mientras unos optan por cuestionarios para conocer la percepción del paciente (362), otros utilizan índices más o menos complejos para que el clínico puntúe el aspecto de los tejidos blandos y de la propia restauración (363-365). A pesar de la gran heterogeneidad mencionada, Jung y cols. (89) obtuvieron una tasa acumulativa de complicaciones estéticas en coronas unitarias a los 5 años del 7.1% (IC95%: 3.6 a 13.6). La tabla 4 recoge las complicaciones más frecuentes, su etiología y propuestas para corregirlas (361). De todas formas, es necesario una vez más insistir en la necesidad de desarrollar métodos de evaluación consensuados y aceptados para poder determinar de una forma reproducible el resultado estético de los tejidos blandos y de la restauración implantosoportada.

Tabla 4. Principales complicaciones estéticas, sus causas y las medidas correctivas (361).

Complicación	Etiología	Medida correctiva
Pérdida papila interdental	Déficit óseo interproximal	Punto de contacto apical
	Proximidad dientes/implantes adyacentes	
	Número excesivo de implantes	
	Provisionalización inadecuada	
Recesión mucosa	Cortical vestibular insuficiente	Injerto de tejido blando
	Malposición (vestibular)	Aditamento estético
	Fracaso procedimientos regenerativos	Porcelana rosa
Exposición del margen del implante	Malposición (vestibular)	Aditamento estético
	Malposición (coronal)	Injerto tejido blando
		Retirar el implante
Restauración vestibularizada	Malposición (vestibular)	Aditamento angulado
Restauración palatinizada	Malposición (palatina)	Aditamento angulado
Perfil de emergencia deficiente	Lejanía dientes/implantes adyacentes	Restauración sobrecontorneada
	Malposición (coronal)	
	Diámetro inadecuado del implante	
Inflamación crónica	Ausencia mucosa queratinizada	Instrucciones de higiene bucal
	Malposición (apical)	Injerto tejido blando
		Pilares intermedios

3.8. MARCO TEÓRICO DE LA TESIS DOCTORAL

Como se ha expuesto a lo largo de la revisión anterior, la conexión implantoprotésica puede condicionar los resultados del tratamiento restaurador desde diferentes puntos de vista.

3.8.1. COMPORTAMIENTO CLÍNICO Y RADIOLÓGICO

A nivel clínico, debe recordarse que las interfaces implantoprotésicas internas, en especial las cónicas, parecen limitar la pérdida ósea marginal gracias a una mejor disipación de las fuerzas de carga a lo largo de las paredes del implante (13,366,367). Además, pueden beneficiarse del concepto de cambio de plataforma para limitar todavía más el remodelado óseo fisiológico y reducir el estrés alrededor del cuello del dispositivo (368). Asimismo, la reducción de la brecha implante-pilar limitaría la filtración y colonización bacteriana, logrando crear un ambiente menos proclive al desarrollo de complicaciones biológicas (369-371). Finalmente, las conexiones internas parecen ser menos susceptibles a sufrir el aflojamiento o fractura del tornillo protésico.

Debido a que numerosos estudios han comparado los resultados clínicos y radiográficos de diferentes conexiones implantoprotésicas, no resulta sorprendente constatar que diversas revisiones sistemáticas y metaanálisis hayan sido publicados en relación con este tema a lo largo de los últimos años (13,14,78-81,359,372-376). En este sentido, los resultados de algunas de ellas sugieren que las conexiones internas se asocian a una menor pérdida ósea marginal (14,78,79,372,375,376), a un riesgo más bajo de complicaciones prostodóncicas (13,373) y a una mejor estética (79,373).

En el marco de una revisión sistemática, el metaanálisis es una técnica estadística que permite combinar los resultados de múltiples estudios individuales sobre una pregunta de investigación específica, proporcionando una estimación más precisa de los efectos de una intervención y una reducción de la incertidumbre (377). A pesar de que tanto la revisión sistemática como el metaanálisis representan una herramienta esencial en el marco de la Odontología basada en la evidencia, uno de sus principales inconvenientes es que no permite la comparación de más de dos tratamientos alternativos a la vez. Así, cuando existen múltiples alternativas de tratamiento que compiten entre sí, como sucede en el caso de los diseños de las interfaces

implantoprotésicas (*i. e.*, hexagonal externa, interna plana e interna cónica), el metaanálisis tradicional o por pares no es capaz de proporcionar información simultánea acerca de los efectos relativos de todas las intervenciones disponibles. A fin de solventar dicha limitación, se han desarrollado y empezado a emplear nuevas técnicas analíticas como los metaanálisis en red.

Los metaanálisis en red, también denominados de comparaciones múltiples o mixtas, tienen en consideración la red completa de los estudios disponibles y, a partir de la incorporación de comparaciones directas e indirectas, permiten determinar los efectos de los diferentes tratamientos de una forma más completa (378). En otros términos, considérese, por ejemplo, que queremos analizar el efecto relativo de las principales conexiones implantoprotésicas en términos de pérdida ósea marginal peri-implantaria. Tras efectuar una rigurosa revisión sistemática, la evidencia empírica disponible procedente de ensayos clínicos aleatorizados únicamente pudo identificar estudios que comparaban la conexión hexagonal externa frente a la interna plana y la conexión hexagonal externa frente a la interna cónica. Es decir, los estudios aportan información para comparar de forma directa dos pares de tratamientos (*i. e.*, externa vs. interna plana y externa vs. interna cónica). Sin embargo, puede apreciarse que no se ha incluido ningún estudio que compare directamente la conexión interna plana con la interna cónica. Así, mientras que con un metaanálisis convencional no podríamos valorar el efecto relativo de una conexión respecto a la otra, a través del empleo de un metaanálisis en red sí que es posible gracias al establecimiento de una comparación indirecta. Siguiendo con el ejemplo ficticio, la comparación indirecta entre la conexión interna plana y la interna cónica puede obtenerse a partir de los resultados de las comparaciones directas de la conexión interna plana frente a la hexagonal externa y de la interna cónica frente a la interna plana. Supongamos que la conexión interna plana es mejor que la hexagonal externa y se asocia a 0.3 mm menos de pérdida ósea marginal peri-implantaria a los 12 meses postcarga protésica; y que la conexión interna cónica es mejor que la hexagonal externa y se asocia a 0.5 mm menos de pérdida ósea marginal peri-implantaria a los 12 meses postcarga protésica. Entonces, una estimación indirecta de la eficacia relativa de la conexión interna cónica respecto a la interna plana resultaría en un beneficio aproximado de 0.2 mm. De este modo, es posible estimar los potenciales beneficios relativos de las distintas comparaciones en la tríada de conexiones implantoprotésicas. Además, cuando existen comparaciones directas, el metaanálisis en red combina las estimaciones directas e indirectas para formar una comparación mixta. En el ejemplo, la comparación

mixta entre la conexión hexagonal externa e interna plana combina los resultados de la comparación directa de los dos tratamientos con los provenientes de la comparación indirecta derivada de la información de la otra comparación directa (*i. e.*, hexagonal externa vs. interna cónica). De esta forma, gracias a las comparaciones mixtas es posible complementar la información de aquellas comparaciones directas de las que existe poca información y, a su vez, mejorar la precisión de las estimaciones del efecto de las intervenciones. A modo de resumen, un metaanálisis en red brinda información procedente de las comparaciones directas, indirectas y mixtas.

Por si fuera poco, los metaanálisis en red también permiten explorar las potenciales fuentes de sesgos a partir del cálculo de estimaciones ajustadas por factores de confusión y/o modificadores de efecto (378). Retomando el ejemplo planteado, debido a que la pérdida ósea marginal peri-implantaria no solo depende del tipo de conexión implantoprotésica, resulta necesario valorar la influencia de otras variables (p. ej., diseño del cuello del implante, microtopografía del dispositivo, tiempo de seguimiento, protocolo de carga protésica, etc.) que podrían estar infra o sobreestimando el efecto observado. Adicionalmente, es posible establecer un ranking de tratamientos para facilitar la interpretación de los resultados y, a su vez, ayudar a aquellos clínicos que desean conocer cuál es la mejor (o peor) intervención para un determinado problema de salud. Esto es, siguiendo con el ejemplo hipotético, la probabilidad de que la conexión interna cónica, interna plana y hexagonal externa sea la mejor en términos de mantenimiento de los niveles óseos peri-implantarios es del 95%, 4% y 1%, respectivamente.

Sea como fuere, la validez del metaanálisis en red queda supeditada a un conjunto de supuestos (378). El primero de ellos, al igual que lo que sucede con las revisiones sistemáticas y metaanálisis convencionales, es que la validez de las comparaciones directas estará condicionada por la calidad de los estudios analizados, la variabilidad (*i. e.*, heterogeneidad) entre ellos y por los potenciales sesgos de información. En segundo lugar, debido a que las comparaciones indirectas son de carácter observacional, es necesario emitir sobre ellas la propiedad transitiva (*i. e.*, si la conexión interna plana es mejor que la hexagonal externa y la conexión interna cónica es mejor que la interna plana, entonces la conexión interna cónica es mejor que la hexagonal externa). De forma similar, principio de similitud implica que los estudios que proporcionan

evidencia indirecta y directa deben ser parecidos o, al menos, no presentar grandes diferencias en lo que respecta a potenciales factores de confusión y/o modificadores de efecto. Deberá ser el investigador quien, a través de sus conocimientos sobre el tema y de los diseños de los estudios, dictamine si se cumplen los supuestos de transitividad y similitud. El último aspecto importante hace referencia a la coherencia o consistencia entre las comparaciones directas e indirectas, ya que únicamente será aconsejable combinarlas en una medida resumen de resultado si existe un alto nivel de acuerdo entre ambas.

3.8.2. COMPORTAMIENTO MECÁNICO

Según la tercera ley de Newton, es indudable que las fuerzas resultantes de la masticación y/o hábitos parafuncionales se transforman en energía para ser transmitidas, en mayor o menor medida, a los materiales de la restauración, al tornillo protésico, al implante y al hueso peri-implantario (379).

La conexión implantoprotésica ideal es aquella que evita por completo la filtración bacteriana y, a su vez, mantiene la tensión sobre el hueso marginal peri-implantario al nivel más bajo posible. Diversos estudios de laboratorio han revelado que la tensión máxima sobre los tejidos duros peri-implantarios ocurre en la región crestal, cerca del nivel donde se produce la primera unión estructural con el hueso (26,380). Así, resulta verosímil considerar que la reabsorción ósea marginal puede ser el resultado de un exceso de tensión sobre esta región (381,382). Asimismo, la mayoría de los fracasos mecánicos ocurren en la zona del cuello del implante (383). Por este motivo, el diseño de la conexión puede jugar un papel relevante respecto a la magnitud y distribución de las fuerzas de tensión o deformación transmitidas al hueso y al resto de componentes del dispositivo. Efectivamente, diversas investigaciones han indicado que las conexiones internas cónicas, permiten disminuir de forma sustancial el pico máximo de estrés ejercido sobre el hueso alveolar circundante y, a su vez, consiguen distribuir las fuerzas de cizallamiento hacia una localización más apical (384-386). Además, dicha conexión implantoprotésica se asocia a una formación reducida de microespacios, a la mayor estabilidad del pilar protésico (*i. e.*, ausencia de micromovimientos) y a la menor concentración de estrés sobre el tornillo protésico (370,380). La amplia superficie de contacto entre la pared interna del dispositivo y el aditamento protésico asociada a los diseños cónicos podría justificar todos

los hallazgos previamente mencionados. Como se ha comentado, la repercusión clínica de los beneficios asociados a la conexión interna se traduciría en una reducción de la pérdida ósea marginal peri-implantaria, filtración bacteriana y complicaciones protésicas.

Entre las propiedades mecánicas de un implante y sus componentes, la resistencia a la fractura se considera una de las características más importantes. A pesar de que los ensayos de carga estática o monotónica se utilizan de forma habitual para determinarla, su relevancia clínica puede ser muy limitada debido a que factores como el tiempo o el ambiente no son tenidos en consideración (387). Idealmente, cualquier estudio *in vitro* debería simular tanto como fuera posible las condiciones clínicas para así poder extrapolar los resultados obtenidos. Estos requerimientos parecen cumplirse en mayor medida a través de los ensayos de fatiga dinámica en los que los implantes son sometidos a cargas cíclicas (387).

La norma internacional ISO 14801:2016 (388) especifica un método de ensayo de carga dinámica aplicada a implantes dentales endoóseos en combinación con sus componentes protésicos, y simulando las condiciones del caso más desfavorable. Si analizamos la evidencia científica sobre cuales son las condiciones del caso más desfavorable, no resulta sorprendente constatar que cuando el diámetro del implante es estrecho (*i. e.*, ≤ 3.5 mm), el comportamiento del dispositivo frente a la fatiga empeora (389). En contraposición, no existe un consenso claro acerca de la influencia del tipo de conexión implantoprotésica. Así, mientras que algunos estudios han concluido que las conexiones internas profundas poseen una mayor resistencia a la fatiga (390-392), otros han observado que las hexagonales externas se comportan mejor (371,393). Factores como el tamaño de la sección resistente, el área de superficie interna o el torque de inserción del tornillo protésico justificarían tales discrepancias (371). A pesar de que la norma especifica que el implante sometido a carga debe simular una pérdida soporte de entre 2.5 y 3.5 mm, en el ámbito asistencial es posible encontrar casos con una mayor pérdida ósea marginal a consecuencia de la peri-implantitis. En este sentido, diversos estudios de laboratorio y clínicos han señalado que la disminución del nivel de inserción incrementa la tensión sobre los tejidos peri-implantarios y, en consecuencia, el riesgo de fractura (55,394-396). De hecho, Tribst y cols. (394) observaron un escenario crítico cuando la porción endoósea del implante era inferior a la expuesta (*i. e.*, pérdida de inserción $> 50\%$ de la longitud del implante). Como se ha comentado anteriormente, la implantoplastia puede ser una herramienta

terapéutica en el enfoque quirúrgico resectivo y combinado de la peri-implantitis. Sin embargo, una de las preocupaciones principales asociadas a este procedimiento es el empeoramiento de las propiedades mecánicas del dispositivo debido al adelgazamiento de sus paredes. En efecto, diversas investigaciones sobre el tema han indicado que la implantoplastia reduce la resistencia a la fractura de los implantes de diámetro estándar (*i. e.*, 3.75 a 4.5 mm) y estrechos (*i. e.*, ≤ 3.5 mm) (297,298,394,397). En cualquier caso, debe remarcar que ninguno de estos estudios fue realizado en condiciones de carga dinámica ni simulando el caso más desfavorable posible (*i. e.*, implantes de ≤ 3.5 mm de diámetro con una pérdida ósea equivalente al 50% de su longitud).

3.9. JUSTIFICACIÓN

Ante la ausencia de uno o varios dientes, las rehabilitaciones con implantes dentales se consideran una opción terapéutica segura y predecible para restablecer la función masticatoria y recuperar la estética perdidas. Como resultado, el desarrollo científico e industrial en esta área de conocimiento ha crecido de forma exponencial a lo largo de las últimas décadas. De hecho, hoy en día se estima que es posible adquirir más 1,300 tipos de implantes producidos por al menos 150 fabricantes (11,398). Ante tal variabilidad, resulta imprescindible disponer de evidencia científica para evaluar su comportamiento clínico, radiológico y mecánico tanto a corto como a largo plazo y, eventualmente, comparar los resultados de diferentes sistemas de implantes entre sí.

A pesar de que los criterios empleados para definir el éxito de las rehabilitaciones sobre implantes dentales siguen siendo un tema controvertido, la estabilidad de los componentes y de los tejidos que rodean al dispositivo son dos de los parámetros más importantes para lograr unos resultados de tratamiento satisfactorios a largo plazo. En consecuencia, a fin de mejorar su rendimiento y reducir la incomodidad del paciente, se han propuesto una amplia variedad de técnicas clínicas, diseños, materiales y tecnologías de superficie. Un buen ejemplo de ello es el tipo de conexión entre el implante y el aditamento protésico, uno de los principales moduladores del comportamiento clínico, radiológico y mecánico de los dispositivos de acuerdo con la opinión de numerosos autores (13,14,73,370). En función de su morfología, las conexiones implantoprotésicas pueden ser clasificadas en dos grandes grupos: hexagonal externa e

internas. A su vez, estas últimas pueden ser subdivididas en los sistemas planos (p. ej., triángulos, hexágonos o octágonos) y en las interfaces cónicas o Cono Morse (puras o mixtas) (12).

Debido a que numerosos estudios han comparado implantes dentales con diferentes conexiones, varias revisiones sistemáticas y metaanálisis han sido publicados sobre el tema (13,14,78-81,359,372-376). En este sentido, la literatura sugiere que las interfaces implantoprotésicas internas cónicas limitan la pérdida ósea marginal, reducen la filtración y colonización bacteriana y son menos susceptibles a sufrir el aflojamiento o fractura del tornillo protésico (369,370). Sin embargo, el principal inconveniente de las investigaciones originales de mayor calidad metodológica (*i. e.*, ensayos clínicos aleatorizados) efectuadas al respecto es que se centran en la comparación de no más de dos alternativas a la vez. De forma similar, el metaanálisis convencional no es capaz de proporcionar información simultánea acerca de los efectos relativos de todas las intervenciones disponibles. Por todo ello, resulta necesario implementar nuevas técnicas analíticas para ayudar a aquellos clínicos que desean conocer cuál es la mejor conexión implantoprotésica en términos de mantenimiento de los niveles óseos peri-implantarios, supervivencia y/o estabilidad biológica y protésica.

Paralelamente, desde un punto de vista mecánico, diversas investigaciones han indicado que las conexiones internas cónicas permiten reducir el estrés transmitido al hueso y al resto de componentes de la restauración, minimizan la formación de micro-espacios y, a su vez, disminuyen los micromovimientos (370,380). No obstante, la influencia del tipo de conexión implantoprotésica en relación con la resistencia a la fractura sigue siendo dudosa (371,390-393).

Debido al incremento acumulado del número de pacientes portadores de implantes dentales, resulta plausible que los casos con complicaciones también hayan aumentado. En este sentido, las enfermedades peri-implantarias son consideradas las complicaciones a largo plazo más comúnmente asociadas a los implantes dentales. A nivel clínico, la implantoplastia ha demostrado ser una herramienta terapéutica válida en el enfoque quirúrgico resectivo y combinado de la peri-implantitis. No obstante, una de las principales preocupaciones asociadas a dicho procedimiento es el empeoramiento de las propiedades mecánicas a causa del adelgazamiento de las paredes del dispositivo, lo que consecuentemente aumenta el riesgo de fractura o deformación. Debido a que el tipo de conexión implantoprotésica condiciona el

grosor inicial de las paredes del implante, la afectación de las propiedades mecánicas tras realizar procedimientos de implantoplastia podría ser mayor en aquellos implantes con paredes más delgadas en la sección transversal. A pesar de que existen algunas investigaciones de laboratorio al respecto (295-298,396), hasta la fecha no se ha simulado el caso más desfavorable posible (*i. e.*, implantes de ≤ 3.5 mm de diámetro con una pérdida ósea equivalente al 50% de su longitud). Además, todos los estudios anteriormente mencionados fueron efectuados mediante ensayos de carga estática o monotónica (*i. e.*, resistencia a la compresión). Así, si tenemos en cuenta que las fuerzas masticatorias son cíclicas, los resultados descritos en dichos trabajos pueden tener muy poca relevancia clínica (387). En consecuencia, sería de gran interés estudiar el comportamiento mecánico de los implantes sometidos a implantoplastia mediante ensayos de fatiga, especialmente en aquella conexión implantoprotésica asociada a una menor resistencia a la compresión.

Por todo ello, la presente tesis doctoral tratará de aportar un grano de arena más en el desarrollo de la implantología, concretamente en el análisis del comportamiento clínico, radiológico y mecánico de los implantes dentales y su relación con el diseño de la interfaz implantoprotésica.

4. HIPÓTESIS

Hipótesis principal

- Independientemente del tipo de conexión implantoprotésica empleada, los implantes dentales son un procedimiento seguro y predecible para restaurar dientes ausentes.

Hipótesis operativas

- Los implantes dentales de conexión interna cónica se asocian a los mejores resultados clínicos y radiológicos.
- Cuanto mayor sea el grosor de las paredes y la superficie de contacto entre el implante y el pilar protésico, mayor será la resistencia a la compresión. Las fracturas tenderán a producirse a nivel del tornillo protésico.
- La implantoplastia produce un adelgazamiento de las paredes del implante y una menor rugosidad superficial. Dicho procedimiento causa una reducción significativa de la resistencia a la compresión y es independiente del tipo de interfaz implantoprotésica. La implementación de implantoplastia compromete la seguridad del dispositivo a largo plazo (fatiga). Las fracturas tenderán a producirse en el punto de menor grosor de las paredes.

5. OBJETIVOS

Objetivo general

- Analizar la influencia del tipo de conexión implantoprotésica (*i. e.*, externa, interna plana o interna cónica) en el comportamiento clínico, radiológico y mecánico de implantes dentales de titanio.

Objetivos específicos

- Determinar qué tipo de conexión implantoprotésica es la más eficaz en términos de supervivencia, estabilidad de los niveles óseos peri-implantarios y seguridad biológica y protésica.
- Evaluar la influencia del tipo de diseño implantoprotésico en la resistencia a la compresión y patrón de fractura en la situación más desfavorable (*i. e.*, diámetro estrecho y defecto peri-implantario horizontal equivalente a la mitad de su longitud).
- Analizar el efecto de un protocolo de implantoplastia sobre las propiedades morfológicas, topográficas y mecánicas (resistencia a la compresión y fatiga) de implantes dentales de diámetro estrecho con diferentes conexiones implantoprotésicas.

6. PRESENTACIÓN DE LOS ESTUDIOS REALIZADOS

6.1. ESTUDIO I

Comparison of external, internal flat-to-flat and conical implant-abutment connections for implant-supported prostheses. A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials

- Autores: Camps-Font O, Rubianes-Porta L, Valmaseda-Castellón E, Jung RE, Gay-Escoda C, Figueiredo R.
 - Título: Comparison of external, internal flat-to-flat and conical implant-abutment connections for implant-supported prostheses. A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials
 - Revista: The Journal of Prosthetic Dentistry
 - Factor de impacto (2020): 3.426
 - Posición JCR (Dentistry, Oral Surgery and Medicine): 25/91 (2.º cuartil)
 - Referencia completa: Camps-Font O, Rubianes-Porta L, Valmaseda-Castellón E, Jung RE, Gay-Escoda C, Figueiredo R. Comparison of external, internal flat-to-flat and conical implant-abutment connections for implant-supported prostheses. A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. J Prost Dent. 2021 [Epub ahead of print].
 - DOI: [10.1016/j.prosdent.2021.09.029](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.09.029)
-

Fecha de envío: 23 de agosto de 2020

Fecha de aceptación: 7 de octubre de 2021

Fecha de publicación online: 11 de noviembre de 2021

OBJETIVOS

Analizar todos los datos relevantes provenientes de ensayos clínicos aleatorizados y evaluar qué tipo de conexión implantoprotésica (*i. e.*, externa, interna plana o cónica) es la más efectiva para restaurar dientes ausentes con implantes dentales.

HIPÓTESIS

Se formularon las siguientes hipótesis nulas: 1) entre los diferentes diseños implantoprotésicos no existen diferencias en términos de tasa de supervivencia del implante ni complicaciones (mecánicas o biológicas); y 2) todas las conexiones de interfaz protésica presentan una pérdida ósea marginal peri-implantaria similar.

MATERIAL Y MÉTODO

Este documento se adhirió a la declaración *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses for Network Meta-Analyses* (PRISMA-NMA) (Anexo 1) (399) y fue registrado en la *International Database of Prospectively Registered Systematic Reviews in Health and Social Care* (PROSPERO) con el número CRD42018099154.

La pregunta referente los a pacientes, intervención, comparación, resultados y tiempo (PICOT) de la presente investigación fue: ¿en personas con dientes ausentes reemplazados por implantes dentales en arcos dentarios total o parcialmente edéntulos (P), cuál es el efecto del diseño de la conexión implantoprotésica externa, interna plana o cónica (I) en el riesgo de supervivencia, pérdida ósea marginal peri-implantaria, y riesgo de complicaciones biológicas y prostodóncicas (O) en comparación con una interfaz protésica control positivo tras 12 meses de carga funcional (T)?

Se seleccionaron ensayos clínicos aleatorizados (ECAs), incluyendo diseños a boca partida y/o de múltiples brazos de tratamiento, que comparasen de forma simultánea 2 o 3 diseños de conexión implantoprotésica diferentes y con un seguimiento mínimo de 12 meses tras la carga protésica. La revisión excluyó todos aquellos ensayos publicados antes del año 2009 o con menos de 10 pacientes/implantes en el grupo control y/o intervención.

La variable respuesta principal fue el riesgo de supervivencia del implante. Las medidas de resultado secundarias fueron la pérdida ósea marginal peri-implantaria radiográfica -desde la colocación de la prótesis hasta 12 meses tras la carga protésica- y el riesgo de complicaciones biológicas y protésicas. La pérdida ósea marginal peri-implantaria se expresó en milímetros, mientras que la supervivencia del implante y las complicaciones biológicas y protésicas se expresaron en valores absolutos y porcentajes.

Se realizó una búsqueda electrónica de las bases de datos *MEDLINE* (OVID), *The Cochrane Library* (Wiley), *Scopus* (Elsevier) y *Web of Science* (Thomson Reuters) para identificar, sin restricciones de idioma, todos los estudios en humanos relevantes publicados entre el 1 de enero de 2009 y el 1 de mayo de 2020 (Tabla 5). Además, a fin de identificar posibles candidatos adicionales a ser incluidos, se indagó la literatura gris existente al respecto en *OpenGrey* (400) y *US National Institutes of Health* (401). La búsqueda se completó mediante la selección manual de las referencias citadas en los artículos seleccionados y en las revisiones previamente publicadas sobre el tema.

Dos revisores (O.C.-F., L.R.-P.) seleccionaron de forma independiente los estudios de acuerdo con los criterios de elegibilidad. Un tercer revisor (R.F.) resolvió cualquier desacuerdo. El nivel de acuerdo de los revisores se calculó con el coeficiente kappa de Cohen (κ). Cuando fue necesario, se contactó con los autores para aclarar información dudosa o ausente. En caso de identificarse múltiples estudios sobre los mismos pacientes, se incluyó la primera publicación que abordaba los resultados de interés a los 12 meses tras carga protésica. De forma independiente, dos revisores (O.C.-F., L.R.-P.) extrajeron los datos mediante tablas de extracción de datos. Siempre que fue posible, se recuperaron los siguientes datos de los documentos seleccionados: autor/es, año de publicación, país de origen, tipo de ensayo clínico, así como detalles de los participantes, intervención/es y resultados.

Tabla 5. Estrategia de la búsqueda bibliográfica.

Base de datos	Búsqueda (1 de mayo de 2020)
MEDLINE (OVID)	<p>((((((((("implant abutment connection"[Title/Abstract] OR "prosthetic interface"[Title/Abstract])) OR ("external"[Title/Abstract] OR "external hexagon"[Title/Abstract])) OR "internal"[Title/Abstract]) OR ("internal"[Title/Abstract] OR "internal flat-to-flat"[Title/Abstract])) OR ("internal"[Title/Abstract] OR "conical"[Title/Abstract] OR "morse-taper"[Title/Abstract])) AND (((("Dental Implants"[Mesh]) OR "Dental Implants, Single-Tooth"[Mesh]) OR "Dental Implantation, Endosseous"[Mesh]) OR "Dental Implantation"[Mesh]) OR "Dental Implantation, Endosseous, Endodontic"[Mesh]) OR "Immediate Dental Implant Loading"[Mesh]) AND (("humans"[MeSH Terms]) AND (((((((("marginal bone loss"[Title/Abstract] OR "bone loss"[Title/Abstract])) OR "survival"[Title/Abstract]) OR "failure"[Title/Abstract]) OR "complication"[Title/Abstract]) OR "biological complication"[Title/Abstract]) OR "prosthetic complication"[Title/Abstract])))))))) AND ("2009/01/01"[Date - Publication] : "2020/05/01"[Date - Publication])).</p> <p>For the remaining electronic databases, the key search terms used were: 'dental implants' AND ('implant abutment connection' OR 'external' OR 'internal' OR 'conical') AND ('bone loss' OR 'survival' OR 'failure' OR 'biological complication' OR 'prosthetic complication')</p>
The Cochrane Library (Wiley)	
Scopus (Elsevier)	<p>'dental implants' AND ('implant abutment connection' OR 'external' OR 'internal' OR 'conical') AND ('bone loss' OR 'survival' OR 'failure' OR 'biological complication' OR 'prosthetic complication')</p>
Web of Science (Thomson Reuters)	

De acuerdo con los protocolos del *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* (versión 5.1.0) (377), la calidad metodológica de los estudios incluidos fue valorada mediante la herramienta de la Colaboración Cochrane. Dos revisores (O.C.-F., L.R.-P.) evaluaron todos los estudios incluidos de forma independiente. A excepción del dominio de cegamiento, que se evaluó por separado para los resultados clínicos y radiológicos, los demás se juzgaron a nivel de estudio.

Para los estudios que compararon directamente diferentes diseños de conexión implantoprotésica, se realizaron metaanálisis por pares (PMA) utilizando un modelo de efectos aleatorios. Los diferentes tipos de conexión implantoprotésica se agruparon en 3 clústers o conglomerados (*i. e.*, externa, interna plana o cónica). Los datos de los estudios a boca partida se combinaron con los datos de los ensayos de grupos paralelos utilizando el método genérico del inverso de la varianza (402). Para no caer en un error de unidad de análisis, en los ECAs de múltiples brazos los grupos se combinaron para crear una única comparación por pares siempre que fue posible; de lo contrario, el grupo compartido se dividió en 2 grupos con tamaños de muestra más pequeños para crear 2 comparaciones razonablemente independientes (403).

Para los resultados dicotómicos, se utilizaron las OR con IC del 95% para estimar el efecto de una intervención. Para los resultados continuos, se emplearon las DM y DE para resumir los datos de cada grupo. Se consideró que un *P*-valor < 0.10 y un valor $I^2 > 50\%$ eran indicativos de una heterogeneidad significativa (404). En consecuencia, se aislaron subgrupos de diferentes características en base a variaciones en el protocolo de tratamiento experimental (p. ej., diseño del ensayo clínico aleatorizado, riesgo de sesgo, tiempo de inserción, protocolo de carga y diseño del implante) y se sometieron a una metarregresión lineal para identificarlos como posibles fuentes de covarianza. Si hubiera habido un número suficiente de ensayos metaanalizados (más de 10) en alguna de las comparaciones directas, se habría realizado un análisis de sesgo de publicación (377).

Seguidamente, para cada variable de resultado se efectuó un metaanálisis en red (NMA) para comparar a la vez los tres tipos de conexión implantoprotésica. Para revisar la geometría de la red, se generó y analizó un gráfico de la distribución de tratamientos y sus comparaciones: cada conexión implantoprotésica se dibujó como un nodo y las comparaciones directas entre ellos se representaron mediante enlaces entre los nodos. Los NMA se basaron en una meta-

regresión multivariante de efectos aleatorios (405). La inconsistencia se evaluó de manera sustancial y estadística a partir de la comparación de los resultados de los PMA y NMA y mediante modelos de interacción ciclo-diseño (406), respectivamente.

Por cada resultado de interés se generó una clasificación de las diferentes conexiones implanto-protéticas de acuerdo con el valor de la superficie bajo la curva del ranking acumulado (SUCRA) (407). El valor SUCRA es una representación numérica del ranking asociado con cada tratamiento que varía del 0% al 100% (407). Cuanto mayor sea el valor de SUCRA, y cuanto más se acerque al 100%, mayor será la probabilidad de que una determinada conexión implanto-protética sea la mejor o una de las mejores. Por el contrario, cuanto más cercano sea el valor de SUCRA a 0, más probable es que un diseño de interfaz en particular sea el peor, o uno de los peores.

El análisis estadístico se llevó a cabo con los softwares Stata14 (StataCorp®, College Station, TX, EE. UU.) y Review Manager 5.3 (The Cochrane Collaboration: Centro Cochrane Nórdico, Dinamarca). Siempre que fue posible, se aplicó el principio de intención de tratar (408). El nivel de significación se estableció en $P < 0.05$ para todos los análisis.

RESULTADOS

La búsqueda inicial en las bases de datos electrónicas arrojó 1,363 referencias. Se excluyeron nueve artículos después de aplicar los criterios de elegibilidad (73,409-416). Finalmente, 18 ensayos clínicos aleatorizados cumplieron los criterios de inclusión y fueron seleccionados para la síntesis cualitativa y cuantitativa (Tabla 6) (417-434). El porcentaje de acuerdo entre los revisores fue del 95.2%, con un coeficiente κ de 0.88 (acuerdo casi perfecto). La figura 4 muestra el diagrama de flujo del proceso de selección.

Tabla 6. Estudios seleccionados para la síntesis cualitativa y cuantitativa.

Autores, año, país	Diseño	Sitio quirúrgico	Intervenciones	Fabricantes
Cannata y cols. 2017 Italia (417)	ECA multicéntrico (paralelo)	Participantes parcialmente edéntulos en el maxilar o mandíbula que requieren una prótesis implantosoportada; ≥ 10 mm altura ≥ 5 mm anchura ósea medida en una TC	CC	JDIcon. J Dental Care. Módena. Italia
			INP	JDEvolution. J Dental Care. Modena. Italia
Canullo y cols. 2012 Italia (418)	ECA multicéntrico (boca partida)	Participantes parcialmente edéntulos que requieren una prótesis fija implantosoportada en el sector posterior maxilar con 2 implantes adyacentes; anchura ósea suficiente para insertar implantes de 4 mm de diámetro	INP	Amplified. P-I Brånemark. Gotemburgo. Suecia
			HE	External hexagon. P-I Brånemark. Gotemburgo. Suecia
Cooper y cols. 2015 EE. UU (419)	ECA multicéntrico (paralelo)	Participantes parcialmente edéntulos que requieren ≥ 1 implantes unitarios en el sector anterosuperior; anchura ósea ≥ 5.5 mm	CC	OsseosSpeed. Dentsply Implants. Charlotte. EE. UU.
			INP	NobelSpeedy Replace. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
			INP + PS	NanoTite Certain Prevail. Biomet 3i. Florida. EE. UU.
Cooper y cols. 2016 EE. UU. (420)	ECA multicéntrico (paralelo)	Participantes con edentulismo parcial (clase Kennedy I o II) en el maxilar o mandíbula que requieren 2 o 3 implantes dentales para soportar coronas individuales; anchura ósea suficiente para insertar implantes de 4.5 mm de diámetro	CC	OsseosSpeed. Dentsply Implants. Charlotte. EE. UU.
			HE	Osseotite Standard. Biomet 3i. Florida. EE. UU.
Crespi y cols. 2009 Italia (421)	ECA (paralelo)	Participantes que requieren la extracción de 1 o 2 dientes monoradiculares y reemplazados con implantes; ≥ 4 mm de hueso apical y preservación de las 4 paredes	CC	Ankylos Plus. Dentsply Implants. Charlotte. EE. UU.
			HE	Seven. Sweden & Martina. Padua. Italia
Esposito y cols. 2015 Italia (422)	ECA multicéntrico (paralelo)	Cualquier participante que requiera una prótesis implantosoportada; cualquier calidad ósea y localización	CC	EZ plus. MegaGen Implant. Gyeongbuk. Corea del Sur
			HE	EZ plus. MegaGen Implant. Gyeongbuk. Corea del Sur
Felice y cols. 2014 Italia (423)	ECA multicéntrico (boca partida)	Cualquier participante que requiera ≥ 2 coronas unitarias o una prótesis parcial fija soportada por ≤ 3 implantes; suficiente volumen para insertar implantes ≥ 9 mm de longitud y ≥ 3.8 mm de diámetro	CC	Way Milano. Geass. Pozzuolo del Friuli. Italia
			INP	Kentron. Geass. Pozzuolo del Friuli. Italia
Glibert y cols. 2018 Bélgica (424)	ECA (boca partida)	Participantes con edentulismo maxilar; suficiente volumen para insertar 4 implantes de 9 a 11 mm de longitud y 4 mm de diámetro	CC	Deep Conical Cylindrical. Southern Implants. Irene. Sudáfrica
			HE	External Hex. Southern Implants. Irene. Sudáfrica
Gultekin y cols. 2013 Turquía (425)	ECA (boca partida)	Participantes con edentulismo parcial maxilar o mandibular con ≥ 2 dientes ausentes; suficiente volumen para insertar implantes ≥ 8 mm de longitud y ≥ 3.5 mm de diámetro	CC	Nobel Active. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
			INP	Nobel Replace Tapered Groovy. Nobel Biocare. Kloten. Suiza

Tabla 6 cont. Estudios seleccionados para la síntesis cualitativa y cuantitativa.

Autores, año, país	Diseño	Sitio quirúrgico	Intervenciones	Fabricantes
Hsu y cols. 2016 EE. UU. (426)	ECA (paralelo)	Participantes con una ausencia en la región estética; suficiente volumen medido en TC para insertar un implante unitario	CC	SuperLine. Dentium. California. EE. UU.
			INP	Zimmer Tapped Screw-Vent. Zimmer Dental. Florida. EE. UU.
Kielbassa y cols. 2009 Alemania (427)	ECA multicéntrico (paralelo)	Participantes con ≥ 1 diente maxilar o mandibular ausente; suficiente volumen para insertar implantes ≥ 10 mm de longitud y ≥ 3.5 mm de diámetro	CC	NobelActive. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
			INP	NobelReplace Tapered Groovy. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
			HE	NobelActive. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
Kim y cols. 2019 Corea del Sur (428)	ECA (paralelo)	Participantes que necesitan restaurar un segundo molar mandibular; ≥ 9 mm altura ≥ 9 mm anchura ósea medida en una TC	CC	Luna. Shinhung. Seúl. Corea del Sur
			HE	Sola. Shinhung. Seúl. Corea del Sur
Menini y cols. 2019 Italia (429)	ECA multicéntrico (boca partida)	Participantes con pronóstico desfavorable de su dentición maxilar o mandibular que demandan una prótesis fija implantosoportada inmediata	INP	Shelta. Sweden & Martina. Padua. Italia
			HE	Syra. Sweden & Martina. Padua. Italia
Peñarrocha-Diago y cols. 2013 España (430)	ECA (paralelo)	Participantes con edentulismo maxilar o mandibular; volumen óseo para insertar de 2 a 8 implantes; ≥ 6 mm altura ≥ 7 mm anchura ósea medida en una TC	CC	InHex. Mozo-Grau. Valladolid. España
			HE	Osseous. Mozo-Grau. Valladolid. España
Pessoa y cols. 2017 Brasil (431)	ECA (boca partida)	Participantes edéntulos mandibulares; volumen óseo suficiente medido en TC para insertar 4 implantes de 3.8x13 mm	CC	Unitite. SIN. São Paulo. Brasil
			HE	Unitite. SIN. São Paulo. Brasil
Pieri y cols. 2011 Italia (432)	ECA (paralelo)	Participantes que requieren la extracción de un premolar superior y reemplazo con un implante dental; ≥ 4 mm de hueso apical y preservación de las 4 paredes óseas	CC	Smiler. Samo Biomedica. Bolonia. Italia
			INP	Smiler. Samo Biomedica. Bolonia. Italia
Pozzi y cols. 2014 Italia (433)	ECA (boca partida)	Participantes parcialmente edéntulos (clase Kennedy I, II o III) que requieren ≥ 2 coronas unitarias implantosoportadas; suficiente volumen para insertar implantes sin necesidad regeneración ósea	CC	NobelActive. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
			HE	NobelSpeedy Groovy. Nobel Biocare. Kloten. Suiza
Sanz-Martín y cols. 2017 España (434)	ECA (paralelo)	Participantes parcialmente edéntulos en el sector posterior maxilar o mandibular; suficiente volumen para insertar implantes ≥ 7 mm de longitud y ≥ 3.8 mm de diámetro	CC	Premium TG. Sweden & Martina. Padua. Italia
			INP	Premium SP. Sweden & Martina. Padua. Italia

CC: Conexión cónica; ECA: Ensayo clínico aleatorizado; HE: Hexagonal externa; INP: Interna plana; PS: *Platform switching*; TC: Tomografía computarizada

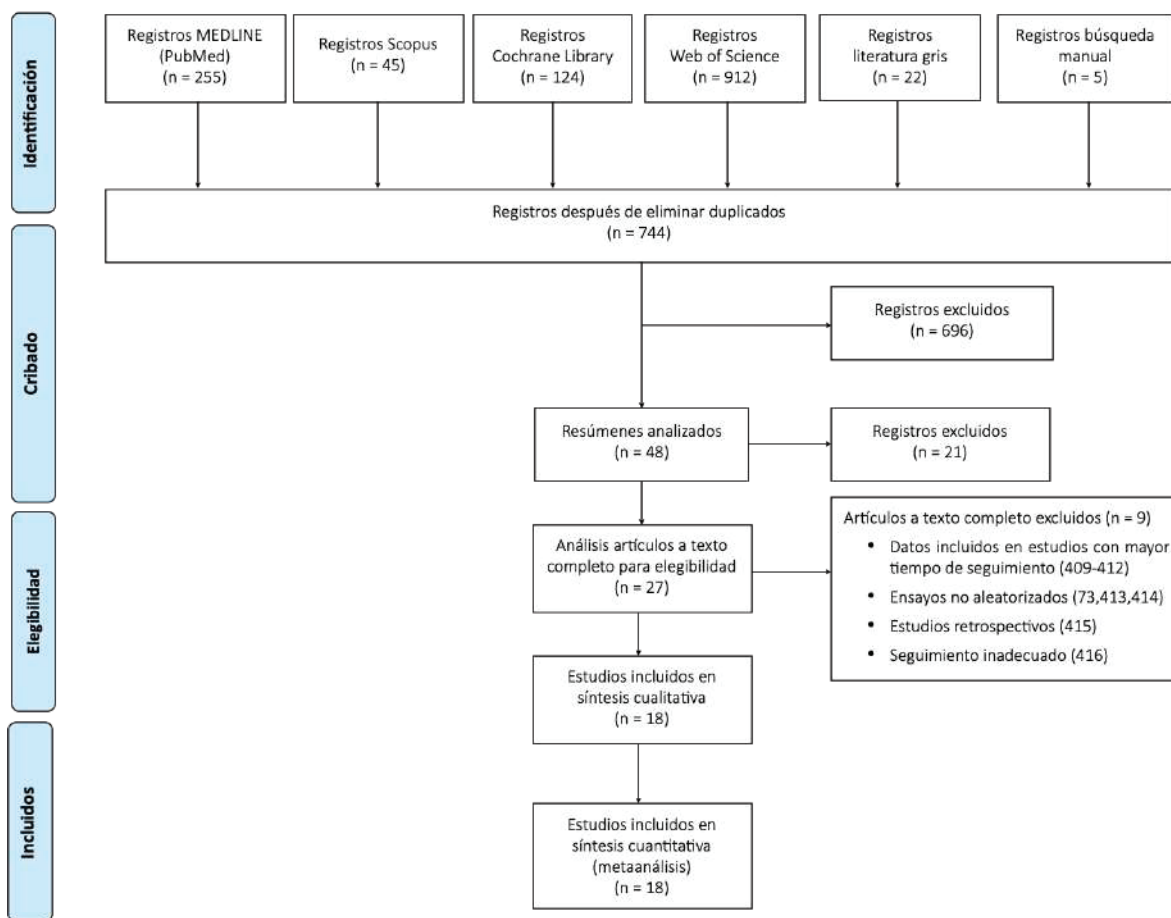


Figura 4. Diagrama de flujo del proceso de selección.

Se consideró que 14 de los 18 ensayos clínicos incluidos tenían un alto riesgo de sesgo (417,419,420,423-430,432-434). La mayoría de los estudios mostraron un riesgo alto o incierto para el cegamiento de los resultados clínicos y/o radiológicos (*i. e.*, sesgo de realización). La figura 5 y el anexo 2 resumen la calidad de los ensayos clínicos aleatorizados incluidos.

Los 18 estudios seleccionados comprendían 1,044 pacientes, 52 de los cuales no pudieron ser analizados debido a abandonos durante el periodo de seguimiento (promedio ponderado de abandono: 2.91%) (Tabla 7).

Siete de los ensayos metaanalizados presentaban un diseño a boca partida (418,423-425,429,431,433). Así, 344 pacientes (586 implantes) fueron tratados con interfaces externas, 393 (526 implantes) con diseños internos planos y 517 sujetos (791 implantes) recibieron conexiones internas cónicas. Los resultados individuales de cada ECA incluido se muestran en la tabla 7.

	Generación de la secuencia aleatoria (sesgo de selección)	Ocultación de la asignación (sesgo de selección)	Cegamiento de las variables clínicas (sesgo de detección)	Cegamiento de las variables radiográficas (sesgo de detección)	Datos de resultado incompleto (sesgo de desgaste)	Notificación selectiva de los resultados (sesgo de notificación)	Otros sesgos
Cannata y cols. 2017	+	+	-	+	+	+	+
Canullo y cols. 2012	+	+	+	+	+	+	+
Cooper y cols. 2015	?	+	+	-	+	+	+
Cooper y cols. 2016	+	?	-	-	+	+	+
Crespi y cols. 2009	+	+	+	+	+	+	+
Esposito y cols. 2015	+	+	+	+	+	+	+
Felice y cols. 2014	+	+	+	-	+	+	+
Glibert y cols. 2018	+	?	-	-	+	+	+
Gultekin y cols. 2013	+	?	?	-	+	+	+
Hsu y cols. 2016	+	-	-	-	+	+	+
Kielbassa y cols. 2009	+	-	-	-	+	+	+
Kim y cols. 2018	+	+	-	-	+	+	+
Menini y cols. 2019	+	+	?	-	+	+	+
Peñarrocha-Diago y cols. 2012	+	-	+	-	+	+	+
Pessoa y cols. 2017	?	?	+	+	+	+	+
Pieri y cols. 2011	+	+	?	-	+	+	+
Pozzi y cols. 2014	+	-	+	-	+	+	+
Sanz-Martín y cols. 2017	+	+	-	-	+	+	+

Figura 5. Evaluación del riesgo de sesgo de los estudios incluidos mediante la herramienta de la Colaboración Cochrane. Review Manager 5.3 (The Cochrane Collaboration: Centro Cochrane Nórdico, Dinamarca).

Tabla 7. Comparación de los estudios seleccionados.

	Estudio, año			
	Cannata y cols. 2017 (417)	Canullo y cols. 2012 (418)	Cooper y cols. 2015 (419)	Cooper y cols. 2016 (420)
Intervención				
CON1	CC	INP	CC	CC
CON2	INP	HE	INP	HE
N° implantes (participantes) [abandonos]				
CON1	45 (45) [0]	40 (40) [0]	48 (48) [0]	47 (19) [0]
CON2	45 (45) [1]	40 (40) [0]	93 (93) [4]	46 (20) [0]
Edad de los participantes				
CON1 (DE) [Rango]	52.3 (16.8)	58.2 [NR]	43 (15)	55.2 (11.8)
CON2 (DE) [Rango]	51.2 (17.3)		46 (16.4)	51.0 (11.0)
Platform switching				
CON1	Sí	Sí	Sí	Sí
CON2	Sí	No	Combinado	No
Protocolo inserción				
	Postextracción Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados
Protocolo carga protésica				
	Diferido	Diferido	Inmediato	Diferido
Diseño protésico				
	CUs y PPFs	CUs	CUs cementadas	CUs cementadas
Macro y microtopografía idéntica				
	Sí	Sí	No	No
Supervivencia				
CON1 (%)	44 (97.78)	40 (100)	48 (100)	45 (95.74)
CON2 (%)	45 (100)	40 (100)	80 (86.02)	44 (95.65)
OR (IC95%)	0.33 (0.01 a 8.22)	NC	16.27 (0.95 a 279.83)	1.02 (0.14 a 7.58)
<i>P</i>	0.496	NA	0.055	0.982
Complicaciones biológicas				
CON1 (%)	2 (4.44)	0 (0)	NR	NR
CON2 (%)	1 (2.22)	0 (0)		
OR (IC95%)	2.05 (0.18 a 23.41)	NC		
<i>P</i>	0.565	NA		
Pérdida ósea marginal media (mm)				
CON1 (DE)	0.56 (0.53)	0.44 (0.25)	0.22 (0.28)	0.48 (0.55)
CON2 (DE)	0.60 (0.62)	1.47 (0.46)	1.26 (0.83)	0.68 (1.2)
DM (IC95%)	-0.04 (-0.28 a 0.20)	-1.03 (-1.19 a -0.87)	-1.04 (-1.24 a -0.84)	-0.20 (-0.59 a 0.19)
<i>P</i>	0.745	< 0.001*	< 0.001*	0.317
Complicaciones protésicas				
CON1 (%)	0 (0)	NR	NR	1 (2.13)
CON2 (%)	1 (2.22)			11 (23.91)
OR (IC95%)	0.33 (0.01 a 8.22)			0.07 (0.01 a 0.56)
<i>P</i>	0.496			0.012*

Tabla 7 cont. Comparación de los estudios seleccionados.

	Estudio, año			
	Crespi y cols. 2009 (421)	Esposito y cols. 2015 (422)	Felice y cols. 2014 (423)	Glibert y cols. 2018 (424)
Intervención				
CON1	CC	CC	CC	CC
CON2	HE	HE	INP	HE
N° implantes (participantes) [abandonos]				
CON1	30 (22) [0]	154 (98) [7]	71 (64) [6]	42 (21) [1]
CON2	34 (23) [0]	173 (102) [2]	73 (64) [6]	42 (21) [1]
Edad de los participantes				
CON1 (DE) [Rango]	48.7 [25 a 67]	52.5 (14.1)	52.0 [19 a 80]	65.0 [44 a 86]
CON2 (DE) [Rango]		50.1 (14.5)		
Platform switching				
CON1	Sí	Sí	Sí	Sí
CON2	No	No	No	Sí
Protocolo inserción				
	Postextracción	Postextracción Lechos cicatrizados	Postextracción Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados
Protocolo carga protésica				
	Inmediato	Inmediato y diferido	Diferido	Inmediato
Diseño protésico				
	CUs y PPFs	CUs, PPFs, PCFs y SDs	CUs y PPFs	SDs
Macro y microtopografía idénticas				
	No	Sí	No	Sí
Supervivencia				
CON1 (%)	30 (100)	152 (98.70)	71 (100)	42 (100)
CON2 (%)	34 (100)	170 (98.27)	70 (95.89)	39 (92.86)
OR (IC95%)	NC	1.34 (0.22 a 8.13)	7.10 (0.36 a 139.95)	7.53 (0.38 a 150.46)
<i>P</i>	NA	0.75	0.198	0.186
Complicaciones biológicas				
CON1 (%)	0 (0)	2 (1.30)	1 (1.41)	
CON2 (%)	0 (0)	1 (0.58)	1 (1.37)	
OR (IC95%)	NC	2.26 (0.20 a 25.21)	1.03 (0.06 a 16.77)	NR
<i>P</i>	NA	0.507	0.984	
Pérdida ósea marginal media (mm)				
CON1 (DE)	0.2 (0.43)	0.94 (0.84)	0.73 (0.59)	0.25 (0.37)
CON2 (DE)	0.17 (0.39)	1 (1.03)	0.84 (0.59)	0.31 (0.41)
DM (IC95%)	0.03 (-0.17 a 0.23)	-0.06 (-0.37 a 0.25)	-0.11 (-0.30 a 0.08)	-0.06 (-0.23 a 0.11)
<i>P</i>	0.772	0.702	0.268	0.491
Complicaciones protésicas				
CON1 (%)	0 (0)	5 (3.25)	0 (0)	
CON2 (%)	3 (8.82)	10 (5.78)	0 (0)	
OR (IC95%)	0.15 (0.01 a 2.98)	0.55 (0.18 a 1.64)	NC	NR
<i>P</i>	0.212	0.281	NA	

Tabla 7 cont. Comparación de los estudios seleccionados.

	Estudio, año			
	Gultekin y cols. 2013 (425)	Hsu y cols. 2016 (426)	Kielbassa y cols. 2009 (427)	Kielbassa y cols. 2009 (427)
Intervención				
CON1	CC	CC	CC	CC
CON2	INP	INP	INP	HE
N° implantes (participantes) [abandonos]				
CON1	43 (21) [2]	13 (13) [0]	58 (32) [1]	59 (32) [1]
CON2	50 (21) [2]	13 (13) [0]	63 (30) [1]	41 (26) [4]
Edad de los participantes				
CON1 (DE) [Rango]	41.3 [19 a 59]	58.5 (14.1)	49.5 (13.1)	49.5 (13.1)
CON2 (DE) [Rango]		56.9 (10.9)	46.9 (14.6)	49.9 (13.6)
Platform switching				
CON1	Sí	Sí	Sí	Sí
CON2	No	No	No	No
Protocolo inserción				
	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados
Protocolo carga protésica				
	Diferido	Diferido	Inmediato	Inmediato
Diseño protésico				
	NR	CUs	CUs, PPFs y PCFs	CUs, PPFs y PCFs
Macro y microtopografía idénticas				
	No	No	No	No
Supervivencia				
CON1 (%)	43 (100)	13 (100)	56 (96.55)	57 (96.61)
CON2 (%)	50 (100)	13 (100)	60 (95.24)	40 (97.56)
OR (IC95%)	NC	NC	1.40 (0.23 a 8.26)	0.71 (0.06 a 8.13)
<i>P</i>	NA	NA	0.489	0.785
Complicaciones biológicas				
CON1 (%)	NR	0 (0)	1 (1.72)	1 (1.69)
CON2 (%)		0 (0)	1 (1.59)	1 (2.44)
OR (IC95%)		NC	1.09 (0.07 a 17.80)	0.69 (0.04 a 11.35)
<i>P</i>		NA	0.953	0.795
Pérdida ósea marginal media (mm)				
CON1 (DE)	0.35 (0.13)	0.21 (0.56)	0.95 (1.37)	0.95 (1.37)
CON2 (DE)	0.83 (0.16)	0.74 (0.47)	0.63 (1.18)	0.64 (0.97)
DM (IC95%)	-0.48 (-0.54 a -0.42)	-0.53 (-0.93 a -0.13)	0.32 (-0.22 a 0.86)	0.31 (-0.21 a 0.83)
<i>P</i>	< 0.001*	0.015*	0.246	0.247
Complicaciones protésicas				
CON1 (%)	NR	NR	5 (8.62)	4 (6.78)
CON2 (%)			4 (6.35)	3 (7.32)
OR (IC95%)			1.39 (0.35 a 5.45)	0.92 (0.19 a 4.35)
<i>P</i>			0.636	0.918

Tabla 7 cont. Comparación de los estudios seleccionados.

	Estudio, año			
	Kielbassa y cols. 2009 (427)	Kim y cols. 2019 (428)	Menini y cols. 2019 (429)	Peñarrocha-Diago y cols. 2013 (430)
Intervención				
CON1	INP	CC	INP	CC
CON2	HE	HE	HE	HE
N° implantes (participantes) [abandonos]				
CON1	62 (30) [1]	11 (11) [1]	40 (20) [0]	72 (7) [2]
CON2	41 (27) [4]	11 (11) [1]	43 (20) [0]	69 (8) [1]
Edad de los participantes				
CON1 (DE) [Rango]	46.9 (14.6)	NR [20 a 66]	64.0 [47 a 79]	56.9 [44 a 77]
CON2 (DE) [Rango]	49.9 (13.6)			
Platform switching				
CON1	No	Sí	No	Sí
CON2	No	No	No	No
Protocolo inserción				
	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados	Postextracción	Lechos cicatrizados
Protocolo carga protésica				
	Inmediato	Diferido	Inmediato	Diferido
Diseño protésico				
	CUs, PPFs y PCFs	CUs	PCFs	PCF y SDs
Macro y microtopografía idénticas				
	No	Sí	Sí	No
Supervivencia				
CON1 (%)	60 (96.77)	11 (100)	39 (97.50)	71 (98.61)
CON2 (%)	39 (95.12)	11 (100)	42 (97.67)	68 (98.55)
OR (IC95%)	1.54 (0.21 a 11.38)	NC	0.93 (0.06 a 15.36)	1.04 (0.06 a 17.03)
<i>P</i>	0.673	NA	0.959	0.976
Complicaciones biológicas				
CON1 (%)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1 (1.39)
CON2 (%)	1 (2.44)	0 (0)	0 (0)	1 (1.45)
OR (IC95%)	0.22 (0.01 a 5.43)	NC	NC	0.96 (0.06 a 15.62)
<i>P</i>	0.352	NA	NA	0.976
Pérdida ósea marginal media (mm)				
CON1 (DE)	0.63 (1.18)	0.04 (0.63)	1.64 (0.77)	0.12 (0.17)
CON2 (DE)	0.64 (0.97)	0.59 (0.95)	1.53 (0.83)	0.38 (0.51)
DM (IC95%)	-0.01 (-0.49 a 0.47)	-0.55 (-1.22 a 0.12)	0.11 (-0.23 a 0.45)	-0.26 (-0.36 a -0.16)
<i>P</i>	0.968	0.126	0.533	< 0.001*
Complicaciones protésicas				
CON1 (%)	4 (6.45)	0 (0)	1 (2.50)	
CON2 (%)	3 (7.32)	2 (18.18)	2 (5.00)	
OR (IC95%)	0.87 (0.19 a 4.12)	0.17 (0.01 a 3.88)	0.53 (0.05 a 6.03)	NR
<i>P</i>	0.864	0.263	0.606	

Tabla 7 cont. Comparación de los estudios seleccionados.

	Estudio, año			
	Pessoa y cols. 2017 (431)	Pieri y cols. 2011 (432)	Pozzi y cols. 2014 (433)	Sanz-Martín y cols. 2017 (434)
Intervención				
CON1	CC	CC	CC	CC
CON2	HE	INP	HE	INP
N° implantes (participantes) [abandonos]				
CON1	12 (12) [0]	19 (19) [1]	34 (34) [0]	33 (19) [6]
CON2	12 (12) [0]	19 (19) [1]	34 (34) [0]	28 (18) [4]
Edad de los participantes				
CON1 (DE) [Rango]	63.1 [18 a 75]	45.8 [26 a 67]	52.2 [39 a 59]	57.7 (11.9)
CON2 (DE) [Rango]		46.6 [32 a 65]		59.7 (10.5)
Platform switching				
CON1	Sí	Sí	Sí	No
CON2	No	No	No	Sí
Protocolo inserción	Lechos cicatrizados	Postextracción	Lechos cicatrizados	Lechos cicatrizados
Protocolo carga protésica	Inmediato	Diferido	Inmediato	Diferido
Diseño protésico	PCFs	CUs atornilladas	CUs cementadas	CUs y PPFs
Macro y microtopografía idénticas	Sí	Sí	No	No
Supervivencia				
CON1 (%)	12 (100)	18 (94.74)	34 (100)	33 (100)
CON2 (%)	12 (100)	19 (100)	34 (100)	26 (92.9)
OR (IC95%)	NC	0.32 (0.01 a 8.26)	NC	6.32 (0.29 a 137.37)
<i>P</i>	NA	0.489	NA	0.241
Complicaciones biológicas				
CON1 (%)	0 (0)	1 (5.26)	0 (0)	2 (6.06)
CON2 (%)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	3 (10.71)
OR (IC95%)	NC	3.16 (0.12 a 82.64)	NC	0.54 (0.08 a 3.47)
<i>P</i>	NA	0.489	NA	0.514
Pérdida ósea marginal media (mm)				
CON1 (DE)	0.17 (0.54)	0.19 (0.17)	0.51 (0.34)	0.26 (0.22)
CON2 (DE)	1.17 (0.44)	0.49 (0.25)	1.1 (0.52)	0.11 (0.2)
DM (IC95%)	-1.00 (-1.39 a -0.61)	-0.30 (-0.44 a -0.16)	-0.59 (-0.84 a -0.34)	0.15 (0.01 a 0.29)
<i>P</i>	< 0.001*	< 0.001*	< 0.001*	0.037*
Complicaciones protésicas				
CON1 (%)		0 (0)		0 (0)
CON2 (%)		2 (10.53)		4 (14.29)
OR (IC95%)	NR	0.18 (0.01 a 4.00)	NR	0.08 (0.00 a 1.58)
<i>P</i>		0.278		0.097

CC: Conexión cónica; CON1: Conexión 1; CON2: Conexión 2; CUs: Coronas unitarias; DE: Desviación estándar; DM: Diferencia de medias; IC: Intervalo de confianza; INP: Interna plana; HE: Hexagonal externa; NA: No aplicable; NC: No calculable; NR: No reportado; OR: *Odds ratio*; PCFs: Prótesis completa fija; PPFs: Prótesis parcial fija; SDs: Sobredentadura * Asociación estadísticamente significativa ($P < 0.05$)

El análisis de supervivencia y biológico incluyó 18 (1,903 implantes en 1,042 participantes) (417-434) y 14 ECAs (1,492 implantes en 820 participantes) (417,418,421-423,426-434), respectivamente (Tabla 7 y Figura 6 A y B). Tanto en los PMA de comparaciones directas como en el modelo NMA no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ninguna de las conexiones implantoprotésicas evaluadas ($P > 0.05$ en todas las comparaciones directas, indirectas y mixtas) (Tabla 8 y Anexo 3 y 4).

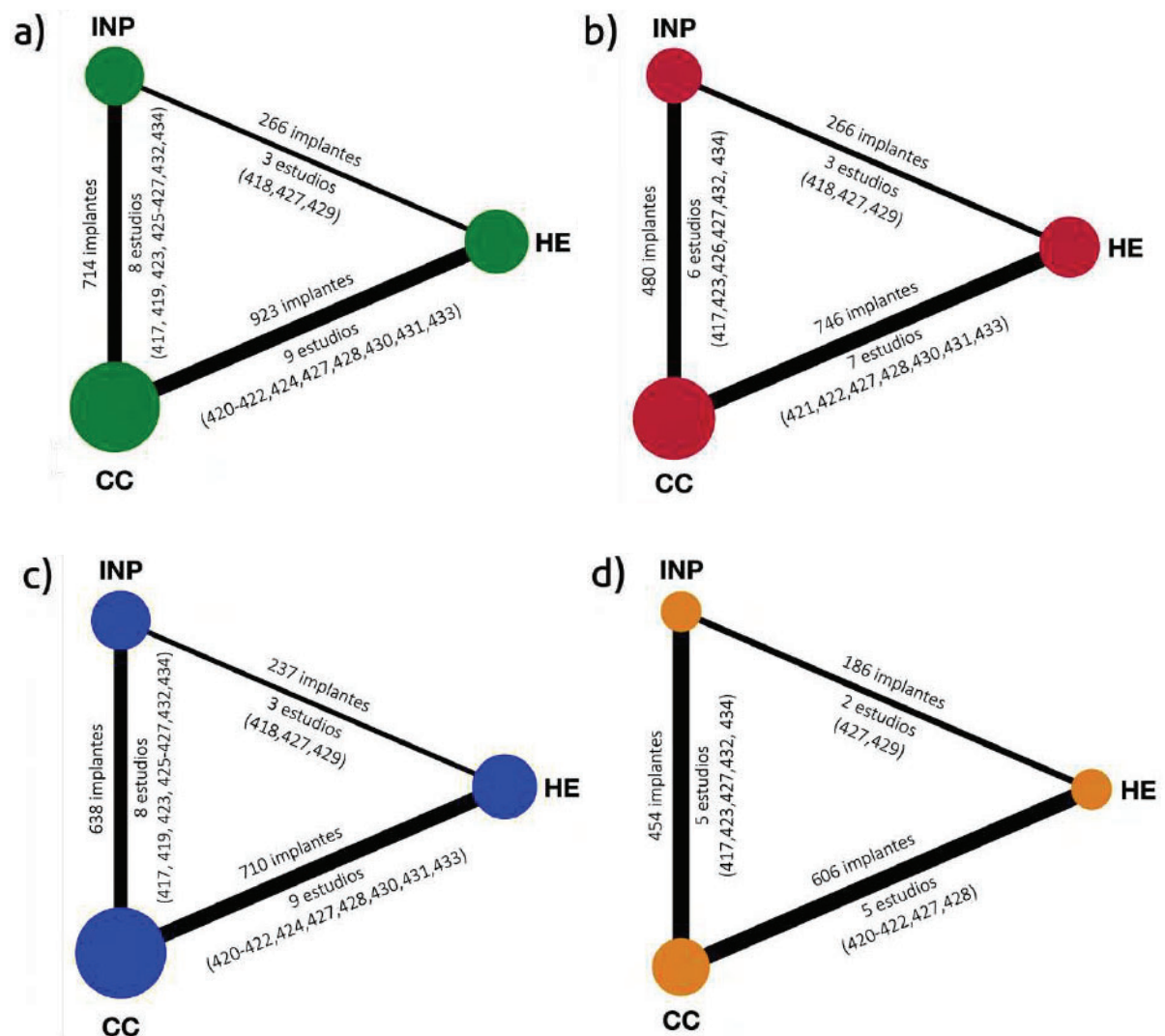


Figura 6. Representación gráfica de la distribución de tratamientos (nodos) y sus comparaciones (conexiones) a través de una red. a) Supervivencia; b) Complicaciones biológicas; c) Pérdida ósea marginal peri-implantaria; d) Complicaciones protésicas.

CC: Conexión cónica; HE: Hexagonal externa; INP: Interna plana

Tabla 8. Resultados de las comparaciones entre conexiones implantoprotésicas.

	PMA supervivencia			NMA supervivencia				
	N° estudios	N° implantes	Riesgo supervivencia [†]	OR (IC95%)	P	I ²	OR (IC95%)	P
CC vs.								
INP	8	714	326/330 vs. 363/384	2.21 (0.66 a 7.45)	0.20	15%	1.86 (0.78 a 4.39)	0.240
HE	9	923	454/461 vs. 452/462	1.32 (0.48 a 3.66)	0.59	0%	1.40 (0.64 a 3.06)	0.449
INP vs.								
HE	3	266	121/124 vs. 139/142	1.30 (0.25 a 6.62)	0.75	0%	0.76 (0.29 a 1.99)	0.695
	PMA complicaciones biológicas			NMA complicaciones biológicas				
	N° estudios	N° implantes	Riesgo biológico [‡]	OR (IC95%)	P	I ²	OR (IC95%)	P
CC vs.								
INP	6	480	7/239 vs. 6/241	1.05 (0.26 a 4.22)	0.89	0%	1.26 (0.48 a 3.35)	0.654
HE	7	746	4/372 vs. 3/374	1.23 (0.27 a 5.66)	0.79	0%	1.00 (0.36 a 2.77)	1.00
INP vs.								
HE	3	266	0/142 vs. 1/124	0.22 (0.01 a 5.73)	0.35	NA	0.79 (0.22 a 2.80)	0.730
	PMA pérdida ósea marginal (mm)			NMA pérdida ósea marginal (mm)				
	N° estudios	N° implantes	DM (IC95%)	P	I ²	MD (IC95%)	P	
CC vs.								
INP	8	638	-0.27 (-0.53 a 0.02)	0.04*	95%	-0.20 (-0.48 a 0.07)	0.154	
HE	9	710	-0.25 (-0.45 a -0.05)	0.01*	81%	-0.35 (-0.62 a -0.08)	0.011*	
INP vs.								
HE	3	237	-0.33 (-1.18 a 0.53)	0.46	95%	-0.14 (-0.48 a 0.19)	0.420	
	PMA Complicaciones protésicas			NMA Complicaciones protésicas				
	N° estudios	N° implantes	Riesgo protésico [‡]	OR (IC95%)	P	I ²	OR (IC95%)	P
CC vs.								
INP	5	454	5/226 vs. 11/228	0.47 (0.11 a 1.92)	0.29	26%	0.63 (0.49 a 1.52)	0.109
HE	5	606	10/301 vs. 29/305	0.36 (0.14 a 0.92)	0.03*	21%	0.35 (0.13 a 0.95)	0.038*
INP vs.								
HE	2	186	5/102 vs. 5/84	0.75 (0.20 a 2.80)	0.67	0%	0.72 (0.25 a 2.10)	0.556

CC: Conexión cónica; IC: Intervalo de confianza; HE: Hexagonal externa; INP: Interna plana; NA: No aplicable; DM: Diferencia de medias; NMA: Metaanálisis en red; OR: Odds ratio; PMA: Metaanálisis por pares

* Asociación estadísticamente significativa ($P < 0.05$)

† (número de implantes supervivientes)/total aleatorizado

‡ (número de complicaciones protésicas)/total aleatorizado

El análisis de la pérdida ósea marginal peri-implantaria incluyó 18 estudios con 1,585 implantes en 1,042 participantes (Tabla 7 y Figura 6 C) (417-434). El metanálisis por pares reveló una pérdida ósea marginal peri-implantaria significativamente menor en las conexiones cónicas en comparación con las externas (DM: -0.25 mm; IC95%: -0.43 a -0.05; $P = 0.01$; I^2 : 81) y las interfaces internas planas (DM: -0.27 mm; IC95%: -0.53 a -0.02; $P = 0.04$; I^2 : 95%). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los diseños internos planos y externos (DM: -0.33 mm; IC95%: -1.18 a 0.53; $P = 0.46$; I^2 : 95%) (Tabla 8 y Anexo 5). La heterogeneidad se explicó por las siguientes diferencias entre los estudios: calidad metodológica (diseños cónicos vs. externos), protocolo de carga protésica (interna plana vs. externa) y momento de inserción de los implantes (interfaces cónicas vs. externas). Los resultados fueron homogéneos y consistentes con el análisis general cuando solo se consideraron aquellas investigaciones con bajo riesgo de sesgo, con colocación en alvéolos postextracción y carga protésica inmediata (Anexo 6). El modelo NMA indicó diferencias estadísticamente significativas para la comparación entre los diseños implantoprotésicos cónicos y externos (DM: -0.35 mm; IC95%: -0.62 a -0.08; $P = 0.011$) (Tabla 8).

Diez de los ECAs incluidos evaluaron el riesgo de complicaciones protésicas en 834 participantes (1,246 implantes) (Tabla 7 y Figura 6 D) (417,419,421-423,427-429,432,434). En comparación con la conexión implantoprotésica externa, las interfaces cónicas se asociaron a un riesgo significativamente menor de sufrir complicaciones mecánicas y/o técnicas. Estas diferencias se observaron tanto en el PMA de comparaciones directas (OR: 0.36; IC95%: 0.14 a 0.92; $P = 0.03$; I^2 : 21%) (Tabla 8 y Anexo 7) como en el modelo NMA (OR: 0.35; IC95%: 0.13 a 0.95; $P = 0.038$) (Tabla 8).

En cuanto a la clasificación de los tratamientos, las conexiones cónicas obtuvieron los mejores resultados en cuanto a la supervivencia del implante (82.9%), la pérdida ósea marginal peri-implantaria (96.3%) y el riesgo de complicaciones protésicas (93.9%) (Figura 7).

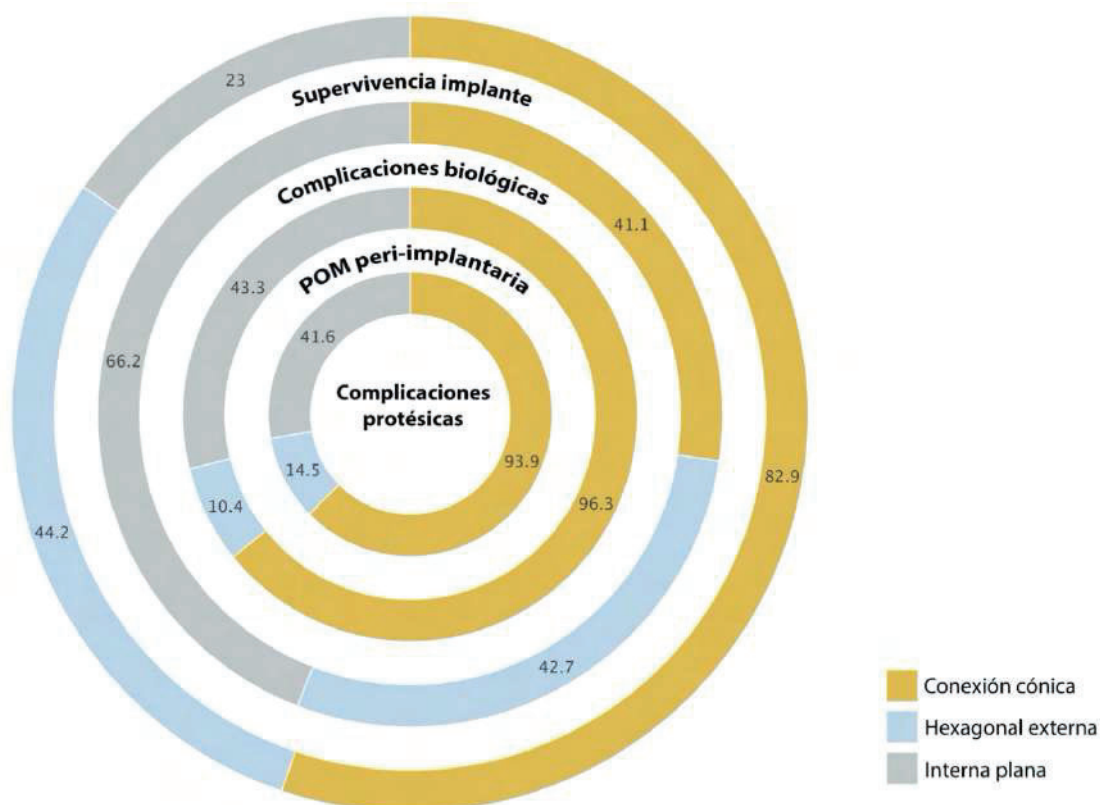


Figura 7. Ilustración del análisis de la superficie bajo la curva del ranking acumulado (SUCRA) para la supervivencia, complicaciones biológicas, pérdida ósea marginal peri-implantaria y complicaciones protésicas.

POM: Pérdida ósea marginal

En ninguna de las variables respuesta (supervivencia del implante, pérdida ósea marginal peri-implantaria y riesgo de complicaciones protésicas y biológicas) se identificaron inconsistencias significativas dentro de las redes de evidencia en su conjunto ($P > 0.05$) (Tabla 9). Además, la estimación directa de la medida de efecto resumen no difirió de la estimación mixta en la mayoría de las comparaciones.

Tabla 9. Análisis de la inconsistencia mediante modelos de interacción ciclo-diseño.

Variable respuesta	χ^2	<i>P</i>
Supervivencia	0.51	0.917
Complicaciones biológicas	0.55	0.908
Pérdida ósea marginal peri-implantaria	4.63	0.201
Complicaciones protésicas	2.47	0.482

SYSTEMATIC REVIEW

Comparison of external, internal flat-to-flat, and conical implant abutment connections for implant-supported prostheses: A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials

Octavi Camps-Font, DDS, MS, MSD,^a Laura Rubianes-Porta, DDS,^b
 Eduard Valmaseda-Castellón, DDS, MS, MSD, PhD,^c Ronald E. Jung, DDS, MS, PhD,^d
 Cosme Gay-Escoda, MD, DDS, MS, PhD, EBOS, OMF,^e and Rui Figueiredo, DDS, MS, PhD^f

Over recent decades, the use of dental implants for oral rehabilitation has shown good long-term results in a wide variety of situations.^{1,2} Maintaining peri-implant bone tissue is essential for the long-term success of dental implants.³ Traditionally, peri-implant marginal bone loss (MBL) of less than 1.5 mm during the first year after functional loading and less than 0.2 mm annually thereafter has been assumed to be normal.^{4,5} However, the criteria for defining success in implant dentistry are controversial.⁶⁻⁸

A wide variety of dental implant designs, materials, and surface technologies, as

ABSTRACT

Statement of problem. The implant abutment connection interface has been considered one of the major factors affecting the outcome of implant therapy. However, drawbacks of traditional meta-analyses are the inability to compare more than 2 treatments at a time, which complicates the decision-making process for dental clinicians, and the lack of a network meta-analysis.

Purpose. The purpose of this network meta-analysis was to assess whether the implant abutment connection influences the outcome of implant-supported prostheses.

Material and methods. An electronic search was undertaken to identify all randomized clinical trials comparing the effect of at least 2 different implant abutment connection designs published from 2009 up to May 2020. Outcome variables were implant survival rate, peri-implant marginal bone loss, and biologic and prosthetic complication rates at 12 months after prosthetic loading. Relevant information was extracted, and quality and risk of bias assessed. Pairwise meta-analyses and network meta-analyses based on a multivariate random-effects meta-regression were performed to assess the comparisons ($\alpha=.05$ for all analyses).

Results. For peri-implant marginal bone loss and prosthetic complications, conical interfaces were determined to be the most effective, with significant differences when compared with external hexagonal connections ($P=.011$ and $P=.038$, respectively). No significant differences were found among the implant abutment connections in terms of survival and biologic complications ($P>.05$ in all direct, indirect, and mixed comparisons).

Conclusions. After 1 year of loading, conical connections showed lower marginal bone loss and fewer prosthetic complications than external hexagonal connections. However, the implant abutment connection design had no influence on the implant survival and biologic complication rates. (J Prosthet Dent 2021;■-■-■)

The present research was conducted by the Dental and Maxillofacial Pathology and Therapeutics research group at the IDIBELL Institute (L'Hospitalet de Llobregat, Spain). This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

^aAssociate Professor, Division of Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain.

^bGraduate student, Division of Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain.

^cProfessor, Division of Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain.

^dHead of the Division of Implantology and Vice Chairman of the Center of Dental Medicine of the University of Zürich, Clinic for Fixed and Removable Prosthodontics and Dental Material Science, Zürich, Switzerland.

^eChairman of Division of Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain.

^fProfessor, Division of Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain.

Clinical Implications

Based on this systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials, dental clinicians are advised to use implant systems with a conical implant abutment connection in patients with risk factors for marginal bone loss and/or prosthetic complications.

well as surgical and prosthetic protocols, have been proposed to improve the stability of the peri-implant tissues.⁹⁻¹⁴ The implant abutment connection interface has been considered one of the major factors modulating peri-implant bone level changes.^{15,16}

Dental implant connections can be classified into external and internal, with internal connections being further divided into passive joint or flat-to-flat systems (such as triangles, hexagons, octagons) and conical or Morse taper interfaces. External connections are characterized by having the interface above the platform of the implant.¹⁷ These have been extensively used since the development of the first osseointegrated implant, the Brånemark implant system.¹⁸ Although still widely used today, external connections have disadvantages, including micromovement at the implant abutment level, which has been proposed as a potential risk factor for biologic and mechanical complications.^{19,20} Internal connections were introduced to overcome such drawbacks. These have reduced screw loosening and screw fracture and enhanced dissipation of loading forces along the implant walls.^{17,21,22} Moreover, *in vitro* studies have reported that internal connections, particularly conical ones, reduce the implant abutment gap and subsequent bacterial penetration.^{23,24} Additionally, the use of prosthetic abutments with a smaller diameter than that of the implant platform—a concept known as platform switching—may limit vertical MBL.²⁵⁻²⁷

Because many clinical trials have compared identical or different dental implants with different connections, several meta-analyses have been published on this topic.^{17,19,28-31} However, a potential drawback of traditional meta-analyses is the inability to compare more than 2 treatments at a time, which complicates the clinician's decision-making process. Moreover, the absence of direct comparisons among more than 2 interventions means that traditional meta-analysis cannot estimate the resulting comparative benefits and drawbacks.³² Network meta-analysis (NMA), also known as multiple treatment meta-analysis or mixed treatment meta-analysis, overcomes this limitation.³³

Therefore, the aim of the present study was to analyze the relevant data from randomized clinical trials (RCTs) and assess which implant abutment connection design

(external, internal flat-to-flat, or conical) is the most effective for restoring missing teeth with dental implants. Two null hypotheses were formulated: that the implant survival rate and complications (mechanical or biologic) would be similar for all the different prosthetic interface connections and that no differences in terms of peri-implant MBL would be identified among the implant abutment connections.

MATERIAL AND METHODS

This study adhered to the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses for Network Meta-Analyses (PRISMA-NMA) statement³⁴ (Supplemental Table 1, available online) and was registered in the international database of prospectively registered systematic reviews in health and social care (PROSPERO) under number CRD42018099154.

The patients, intervention, comparison, outcomes, and time (PICOT) question to be addressed was as follows: In people with missing teeth replaced by dental implants in completely or partially edentulous mandibular or maxillary alveolar arches (P), what is the effect of external, internal flat-to-flat, or conical implant abutment connection design (I) on implant survival rate, peri-implant MBL, biologic complication rate, and prosthetic complication rate (O) when compared with a positive control implant abutment connection design (C) within the first 12 months of functional loading (T)?

The inclusion criteria were RCTs including split mouth and/or multiarm designs comparing 2 or 3 different implant abutment connection designs with a minimum follow-up of 12 months after prosthetic loading. The review excluded trials published before 2009 and/or with fewer than 10 participants/implants in the control and/or intervention group.

The primary outcome was implant survival. The secondary outcome measurements were radiographic peri-implant MBL—from prosthesis delivery to 12 months after functional loading—and biologic and prosthetic complications. Peri-implant MBL was expressed in millimeters, whereas implant survival and biologic and prosthetic complications were expressed in absolute values and percentages.

An electronic search of the MEDLINE (OVID), the Cochrane Library (Wiley), Scopus (Elsevier), and the Web of Science (Thomson Reuters) databases up to May 1, 2020, was conducted to identify all relevant human studies published as of 2009, without language restrictions (Supplemental Table 2, available online). Additionally, non-peer-reviewed literature was searched (OpenGrey, 2011), as well as the US National Institutes of Health (National Institutes of Health, 2000), to identify additional potential candidates to be included. The

Table 1. Studies selected for qualitative and quantitative synthesis

Authors, Year Country	Design	Surgical Site	Interventions	Manufacturers
Cannata et al, 2017 Italy ⁴⁷	Multicenter RCT (parallel)	Participants partially edentulous in maxilla or mandible, requiring 1 implant-supported prosthesis; residual bone height ≥ 10 mm and thickness ≥ 5 mm measured on CT scan	CC IFF	JDIcon. J Dental Care. JDEvolution. J Dental Care.
Canullo et al, 2012 Italy ⁴⁸	Multicenter RCT (split-mouth)	Partially edentulous participants, requiring fixed implant-supported prosthesis in posterior maxilla with 2 adjacent implants; bone thickness wide enough to insert 4-mm-diameter implants	IFF EH	Amplified. P-I Brånemark. External hexagon. P-I Brånemark.
Cooper et al, 2015 USA ⁴⁹	Multicenter RCT (parallel)	Partially edentulous participants, requiring 1 or more single implants in anterior maxilla; bone width ≥ 5.5 mm	CC IFF IFF + PS	OsseoSpeed. Dentsply Implants. NobelSpeedy Replace. Nobel Biocare. NanoTite Certain Prevail. Biomet 3i.
Cooper et al, 2016 USA ⁵⁰	Multicenter RCT (parallel)	Participants with partial edentulism, Kennedy Class I or II in maxilla or mandible, requiring 2 or 3 dental implants to support individual crowns; bone thickness wide enough to insert 4.5-mm-diameter fixtures	CC EH	OsseoSpeed. Dentsply Implants. Osseotite Standard. Biomet 3i.
Crespi et al, 2009 Italy ⁵¹	RCT (parallel)	Participants requiring extraction of 1 or 2 single-rooted teeth, replaced by dental implants; ≥ 4 mm of bone beyond root apex and preserving 4 bony walls	CC EH	Ankylos Plus. Dentsply Implants. Seven. Sweden & Martina.
Esposito et al, 2015 Italy ⁵²	Multicenter RCT (parallel)	Any patient requiring 1 implant-supported prosthesis, with any type of bone quality and jaw location	CC EH	EZ plus. MegaGen Implant. EZ plus. MegaGen Implant.
Felice et al, 2014 Italy ⁵³	Multicenter RCT (split-mouth)	Any patient, requiring at least 2 implant-supported crowns or partial fixed prostheses supported by ≤ 3 dental implants; sufficient bone volume to insert ≥ 9 -mm-long and ≥ 3.8 -mm-diameter implants	CC IFF	Way Milano. Geass. y Kentron. Geass.
Glibert et al, 2018 Belgium ⁵⁴	RCT (split-mouth)	Maxillary edentulous participants; sufficient residual bone volume to insert 4 implants with 4-mm diameter and 9- to 11-mm length	CC EH	Deep Conical Cylindrical. Southern Implants. External Hex. Southern Implants.
Gultekin et al, 2013 Turkey ⁵⁵	RCT (split-mouth)	Participants partially edentulous in axilla or mandible with ≥ 2 teeth absent; sufficient residual bone volume to place ≥ 8 -mm-long and ≥ 3.5 -mm-diameter implants	CC IFF	Nobel Active. Nobel Biocare. Nobel Replace Tapered Groovy. Nobel Biocare. d
Hsu et al, 2016 USA ⁵⁶	RCT (parallel)	Participants with single-tooth gap in esthetic zone; sufficient bone volume for single implant as measured on CT scan	CC IFF	SuperLine. Dentium. Zimmer Tapered Screw-Vent. Zimmer Dental.
Kielbassa et al, 2009 Germany ⁵⁷	Multicenter RCT (parallel)	Participants missing ≥ 1 teeth in maxilla or mandible; sufficient residual bone volume to place ≥ 10 -mm-long and ≥ 3.5 -mm-diameter implants	CC IFF EH	NobelActive. Nobel Biocare. NobelReplace Tapered Groovy. Nobel Biocare. NobelActive. Nobel Biocare.
Kim et al, 2019 Republic of Korea ⁵⁸	RCT (parallel)	Participants who need to restore single mandibular second molar; residual bone height ≥ 9 mm and thickness ≥ 9 mm measured on CT scan	CC EH	Luna. Shinhung. Sola. Shinhung.
Menini et al, 2019 Italy ⁵⁹	Multicenter RCT (split-mouth)	Participants with unfavorable prognoses for maxillary or mandibular dentition demanding immediate fixed-implant prosthesis	IFF EH	Shelta. Sweden & Martina. Syra. Sweden & Martina.
Peñarocha-Diago et al, 2013 Spain ⁶⁰	RCT (parallel)	Maxillary or mandibular edentulous participants; sufficient residual bone volume to insert 2-8 implants; residual bone height ≥ 6 mm and thickness ≥ 7 mm measured on CT scan	CC EH	InHex. Mozo-Grau. Osseous. Mozo-Grau.
Pessoa et al, 2017 Brazil ⁶¹	RCT (split-mouth)	Mandibular edentulous participants; sufficient residual bone volume, measured on CT scan, to insert 4 implants 13 mm in length and 3.8 mm in diameter.	CC EH	Unitite. SIN. Unitite. SIN.
Pieri et al, 2011 Italy ⁶²	RCT (parallel)	Participants requiring extraction of 1 maxillary premolar, replaced by dental implant, with ≥ 4 mm of bone beyond root apex and preserving 4 bony walls	CC IFF	Smiler. Samo Biomedica. Smiler. Samo Biomedica.
Pozzi et al, 2014 Italy ⁶³	RCT (split-mouth)	Participants partially edentulous in mandible, Kennedy Class I, II or III, requiring ≥ 2 single implant-supported crowns; sufficient bone volumes to accommodate dental implants without augmentation procedure	CC EH	NobelActive. Nobel Biocare. NobelSpeedy Groovy. Nobel Biocare.
Sanz-Martín et al, 2017 Spain ⁶⁴	RCT (parallel)	Participants partially edentulous in posterior maxilla or mandible; sufficient residual bone volume to place ≥ 7 -mm-long and ≥ 3.8 -mm-diameter implants	CC IFF	Premium TG. Sweden & Martina. Premium SP. Sweden & Martina.

CC, conical connection; EH, external hexagon; IFF, internal flat-to-flat; PS, platform switching; RCT, randomized controlled trial.

research was completed by checking the reference lists of the selected articles and reviews.

Two reviewers (O.C.-F., L.R.-P.) independently selected the studies in accordance with the inclusion

criteria. A third reviewer (R.F.) resolved any disagreements. The Cohen kappa coefficient (κ) was calculated to measure the level of agreement of the reviewers. The authors were contacted when necessary for clarification

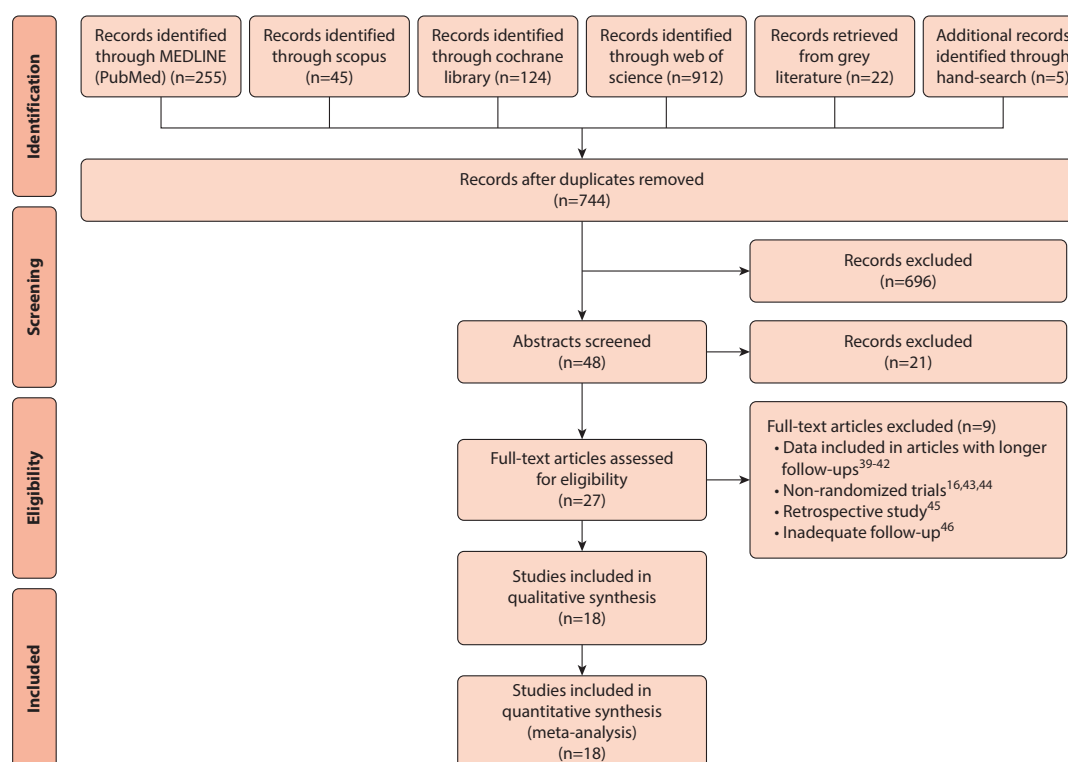


Figure 1. Screening process flowchart.

of missing information. When multiple reports from the same study were identified, the first publication addressing the outcomes of interest 12 months after the prosthetic loading was included. The data were extracted independently by 2 reviewers (O.C.-F., L.R.-P.) under the supervision of a third reviewer (R.F.). Tables were created to summarize the following data (if available): author(s), year of publication, country of origin, study design, and details related to participants, intervention(s), and outcomes.

As suggested in the Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions (version 5.1.0), 2 reviewers (O.C.-F., L.R.-P.) independently evaluated the risk of bias and methodological quality of each RCT by using the Cochrane Collaboration Risk of Bias Tool.³⁵ Except for the blinding domain, which was assessed separately for clinical and radiological outcomes, the others were judged at the study level.

Pairwise meta-analyses (PMA) using a random-effects model were performed for the studies that directly compared different implant abutment connection designs. For dichotomous outcomes, odds ratios (ORs) with 95% confidence intervals (CIs) were used to estimate the

effect of an intervention. For continuous outcomes, mean differences (MDs) and standard deviations were used to summarize the data for each group. A χ^2 P value $<.10$ and an I^2 value greater than 50% were interpreted as indicating significant heterogeneity.³⁶ Consequently, subgroups of different characteristics based on variations in the experimental treatment protocol (such as RCT design, risk-of-bias quality, insertion timing, load timing, platform switching, and implant design) were isolated and subjected to linear meta-regression to identify them as possible sources of covariance. Had any cluster contained ≥ 10 meta-analyzed trials, publication bias analysis would have been performed.³⁵

Subsequently, an NMA was conducted to compare the implant abutment connections for each outcome variable simultaneously. To review the network geometry, a network graph was generated and analyzed: each implant abutment connection cluster was drawn as a node, and direct comparisons between them were represented by links between the nodes. The NMA was based on a multivariate random-effects metaregression.³⁷ Inconsistency was assessed substantively by comparing the results obtained through PMA and NMA and

	Random sequence generation (selection bias)	Allocation concealment (selection bias)	Blinding of clinical outcomes (detection bias)	Blinding of radiological outcomes (detection bias)	Incomplete outcome data (attrition bias)	Selective reporting (reporting bias)	Other bias
Cannata, et al, 2017	+	+	-	+	+	+	+
Canullo, et al, 2012	+	+	+	+	+	+	+
Cooper, et al, 2015	?	+	+	-	+	+	+
Cooper, et al, 2016	+	?	-	-	+	+	+
Crespi, et al, 2009	+	+	+	+	+	+	+
Esposito, et al, 2015	+	+	+	+	+	+	+
Felice, et al, 2014	+	+	+	-	+	+	+
Glibert, et al, 2018	+	?	-	-	+	+	+
Gultekin, et al, 2013	+	?	?	-	+	+	+
Hsu, et al, 2016	+	-	-	-	+	+	+
Kielbassa, et al, 2009	+	-	-	-	+	+	+
Kim, et al, 2018	+	+	-	-	+	+	+
Menini, et al, 2019	+	+	?	-	+	+	+
Peñarrocha, et al, 2012	+	-	+	-	+	+	+
Pessoa, et al, 2017	?	?	+	+	+	+	+
Pieri, et al, 2011	+	+	?	-	+	+	+
Pozzi, et al, 2014	+	-	+	-	+	+	+
Sanz-Martin, et al, 2017	+	+	-	-	+	+	+

Figure 2. Risk of bias assessment of studies included based on the Cochrane Risk of Bias tool.

statistically by fitting both consistency and inconsistency through design-by-treatment interaction models.³⁷ Outcome variables were ranked by using the surface under the cumulative ranking (SUCRA) curve.³⁸ The SUCRA is a numeric presentation of the overall ranking and presents a single number associated with each treatment, with values ranging from 0% to 100%.³⁸ A high SUCRA value (close to 100) indicates that a

particular implant abutment connection is very likely to be the best, or one of the best. Conversely, SUCRA values close to 0 suggest that the interface is probably the worst.

The statistical analysis was carried out with software programs (Stata14; StataCorp, Review Manager 5.3; The Cochrane Collaboration) ($\alpha=.05$ for all analyses).

RESULTS

The initial electronic database search returned 1363 references. Nine articles were excluded after full-text evaluation.^{16,39-46} Altogether, 18 RCTs fulfilled the eligibility criteria and were selected for qualitative and quantitative synthesis (Table 1).⁴⁷⁻⁶⁴ The reviewer agreement rate was 95.2%, with a κ coefficient of 0.88 (almost perfect agreement). A flowchart of the screening process is shown in Figure 1.

Fourteen of the 18 RCTs included were considered to have a high risk of bias.^{47,49,50,53-60,62-64} Most of the studies showed a high or unclear risk for the blinding of clinical and/or radiological outcomes. Figure 2 and Supplemental Table 3 (available online) summarize the quality of the RCTs included.

Fifty-two of the 1042 participants in the 18 studies included could not be analyzed because of dropouts within the follow-up period (weighted mean dropout rate: 2.91%). Seven of the trials meta-analyzed had a split-mouth design.^{48,53,54,55,59,61,63} By implant abutment connection type, 344 participants (586 implants) were treated with external interfaces, 393 (526 implants) with internal flat-to-flat designs, and 517 participants (791 implants) with an internal conical connection. The results for each individual RCT included are reported in Table 2.

The survival and biologic analyses included 18 (1903 implants in 1042 participants)⁴⁷⁻⁶⁴ and 14 RCTs (1492 implants in 820 participants),^{47,48,51-53,56-64} respectively (Table 2 and Fig. 3A, 3B). No statistically significant differences among any of the implant abutment connections assessed were found in either the PMAs of direct comparisons or the NMA model ($P>.05$ in all direct, indirect, and mixed comparisons) (Table 3 and Supplemental Figs. 1, 2, available online).

The peri-implant MBL analysis included 18 studies involving 1585 implants in 1042 participants (Table 2 and Fig. 3C).⁴⁷⁻⁶⁴ Meta-analysis of the direct comparisons showed significantly less peri-implant MBL in conical connections when compared with external (MD: -0.25 mm; 95% CI: -0.43 to -0.05; $P=.01$; $I^2: 81\%$) and internal flat-to-flat (MD: -0.27 mm; 95% CI: -0.53 to -0.02; $P=.04$; $I^2: 95\%$) interfaces. No statistically significant differences were found between internal flat-to-flat and external designs (MD: -0.33 mm; 95% CI: -1.18 to 0.53; $P=.46$; $I^2: 95\%$) (Table 3 and Supplemental Fig. 3, available online). Heterogeneity was explained by differences in the

Table 2. Comparison of studies selected

Variable	Study, Year			
	Cannata et al, 2017 ⁴⁷	Canullo et al, 2012 ⁴⁸	Cooper et al, 2015 ⁴⁹	Cooper et al, 2016 ⁵⁰
Intervention				
CON1	CC	IFF	CC	CC
CON2	IFF	EH	IFF	EH
N° of implants (participants) [dropouts]				
CON1	45 (45) [0]	40 (40) [0]	48 (48) [0]	47 (19) [0]
CON2	45 (45) [1]	40 (40) [0]	93 (93) [4]	46 (20) [0]
Age of participants				
CON1 (SD) [range]	52.3 (16.8)	58.2 [NR]	43 (15)	55.2 (11.8)
CON2 (SD) [range]	51.2 (17.3)		46 (16.4)	51.0 (11.0)
Platform switching				
CON1	Yes	Yes	Yes	Yes
CON2	Yes	No	Mixed	No
Insertion timing	Post-extractive & healed sites	Healed sites	Healed sites	Healed sites
Load timing	Delayed	Delayed	Immediate	Delayed
Prosthesis design	ISCs & FPDs	ISCs	Cemented ISCs	Cemented ISCs
Identical macrotopography and microtopography	Yes	Yes	No	No
Mean MBL				
CON1 (SD)	0.56 (0.53)	0.44 (0.25)	0.22 (0.28)	0.48 (0.55)
CON2 (SD)	0.60 (0.62)	1.47 (0.46)	1.26 (0.83)	0.68 (1.2)
MD (95% CI)	-0.04 (-0.28 to 0.20)	-1.03 (-1.19 to -0.87)	-1.04 (-1.24 to -0.84)	-0.20 (-0.59 to 0.19)
P	.745	<.001*	<.001*	.317
Implant survival				
CON1 (%)	44 (97.78)	40 (100)	48 (100)	45 (95.74)
CON2 (%)	45 (100)	40 (100)	80 (86.02)	44 (95.65)
OR (95% CI)	0.33 (0.01-8.22)	NC	16.27 (0.95-279.83)	1.02 (0.14-7.58)
P-value	.496	NA	.055	.982
Biologic complications				
CON1 (%)	2 (4.44)	0 (0)	NR	NR
CON2 (%)	1 (2.22)	0 (0)		
OR (95% CI)	2.05 (0.18-23.41)	NC		
P	.565	NA		
Technical complications				
CON1 (%)	0 (0)	NR	NR	1 (2.13)
CON2 (%)	1 (2.22)			11 (23.91)
OR (95% CI)	0.33 (0.01-8.22)			0.07 (0.01-0.56)
P	.496			.012*

Variable	Study, Year			
	Crespi et al, 2009 ⁵¹	Esposito et al, 2015 ⁵²	Felice et al, 2014 ⁵³	Glibert et al, 2018 ⁵⁴
Intervention				
CON1	CC	CC	CC	CC
CON2	EH	EH	IFF	EH
N° of implants (participants) [dropouts]				
CON1	30 (22) [0]	154 (98) [7]	71 (64) [6]	42 (21) [1]
CON2	34 (23) [0]	173 (102) [2]	73 (64) [6]	42 (21) [1]
Age of participants				
CON1 (SD) [range]	48.7 [25-67]	52.5 (14.1)	52.0 [19-80]	65.0 [44-86]
CON2 (SD) [range]		50.1 (14.5)		
Platform switching				
CON1	Yes	Yes	Yes	Yes
CON2	No	No	No	Yes
Insertion timing	Post-extractive	Post-extractive & healed sites	Post-extractive & healed sites	Healed sites
Load timing	Immediate	Immediate & delayed	Delayed	Immediate
Prosthesis design	ISCs & FPDs	ISCs, FPDs, FCDs & ODs	ISCs & FPDs	ODs
Identical macrotopography and microtopography	No	Yes	No	Yes

(continued on next page)

Table 2. (Continued) Comparison of studies selected

Variable	Study, Year			
	Crespi et al, 2009 ⁵¹	Esposito et al, 2015 ⁵²	Felice et al, 2014 ⁵³	Glibert et al, 2018 ⁵⁴
Mean MBL				
CON1 (SD)	0.2 (0.43)	0.94 (0.84)	0.73 (0.59)	0.25 (0.37)
CON2 (SD)	0.17 (0.39)	1 (1.03)	0.84 (0.59)	0.31 (0.41)
MD (95% CI)	0.03 (-0.17 to 0.23)	-0.06 (-0.37 to 0.25)	-0.11 (-0.30 to 0.08)	-0.06 (-0.23 to 0.11)
P-value	.772	.702	.268	.491
Implant survival				
CON1 (%)	30 (100)	152 (98.70)	71 (100)	42 (100)
CON2 (%)	34 (100)	170 (98.27)	70 (95.89)	39 (92.86)
OR (95% CI)	NC	1.34 (0.22-8.13)	7.10 (0.36-139.95)	7.53 (0.38-150.46)
P	NA	.75	.198	.186
Biologic complications				
CON1 (%)	0 (0)	2 (1.30)	1 (1.41)	NR
CON2 (%)	0 (0)	1 (0.58)	1 (1.37)	
OR (95% CI)	NC	2.26 (0.20-25.21)	1.03 (0.06-16.77)	
P	NA	.507	.984	
Technical complications				
CON1 (%)	0 (0)	5 (3.25)	0 (0)	NR
CON2 (%)	3 (8.82)	10 (5.78)	0 (0)	
OR (95% CI)	0.15 (0.01-2.98)	0.55 (0.18-1.64)	NC	
P	.212	.281	NA	

Variable	Study, Year			
	Gultekin et al, 2013 ⁵⁵	Hsu et al, 2016 ⁵⁶	Kielbassa et al, 2009 ⁵⁷	Kielbassa et al, 2009 ⁵⁷
Intervention				
CON1	CC	CC	CC	CC
CON2	IFF	IFF	IFF	EH
N° of implants (participants) (dropouts)				
CON1	43 (21) [2]	13 (13) [0]	58 (32) [1]	59 (32) [1]
CON2	50 (21) [2]	13 (13) [0]	63 (30) [1]	41 (26) [4]
Age of participants				
CON1 (SD) [range]	41.3 [19-59]	58.5 (14.1)	49.5 (13.1)	49.5 (13.1)
CON2 (SD) [range]		56.9 (10.9)	46.9 (14.6)	49.9 (13.6)
Platform switching				
CON1	Yes	Yes	Yes	Yes
CON2	No	No	No	No
Insertion timing				
	Healed sites	Healed sites	Healed sites	Healed sites
Load timing				
	Delayed	Delayed	Immediate	Immediate
Prosthesis design				
	NR	ISCs	ISCs, FDPs & FCDs	ISCs, FDPs & FCDs
Identical macrotopography and microtopography				
	No	No	No	No
Mean MBL				
CON1 (SD)	0.35 (0.13)	0.21 (0.56)	0.95 (1.37)	0.95 (1.37)
CON2 (SD)	0.83 (0.16)	0.74 (0.47)	0.63 (1.18)	0.64 (0.97)
MD (95% CI)	-0.48 (-0.54 to -0.42)	-0.53 (-0.93 to -0.13)	0.32 (-0.22 to 0.86)	0.31 (-0.21 to 0.83)
P	<.001*	.015*	.246	.247
Implant survival				
CON1 (%)	43 (100)	13 (100)	56 (96.55)	57 (96.61)
CON2 (%)	50 (100)	13 (100)	60 (95.24)	40 (97.56)
OR (95% CI)	NC	NC	1.40 (0.23-8.26)	0.71 (0.06-8.13)
P-value	NA	NA	.489	.785
Biologic complications				
CON1 (%)	NR	0 (0)	1 (1.72)	1 (1.69)
CON2 (%)		0 (0)	1 (1.59)	1 (2.44)
OR (95% CI)		NC	1.09 (0.07-17.80)	0.69 (0.04-11.35)
P		NA	.953	.795

(continued on next page)

Table 2. (Continued) Comparison of studies selected

Variable	Study, Year			
	Gultekin et al, 2013 ⁵⁵	Hsu et al, 2016 ⁵⁶	Kielbassa et al, 2009 ⁵⁷	Kielbassa et al, 2009 ⁵⁷
Technical complications				
CON1 (%)	NR	NR	5 (8.62)	4 (6.78)
CON2 (%)			4 (6.35)	3 (7.32)
OR (95% CI)			1.39 (0.35-5.45)	0.92 (0.19-4.35)
P			.636	.918

Variable	Study, Year			
	Kielbassa et al, 2009 ⁵⁷	Kim et al, 2019 ⁵⁸	Menini et al, 2019 ⁵⁹	Peñarrocha-Diogo et al, 2013 ⁶⁰
Intervention				
CON1	IFF	CC	IFF	CC
CON2	EH	EH	EH	EH
N° of implants (participants) [dropouts]				
CON1	62 (30) [1]	11 (11) [1]	40 (20) [0]	72 (7) [2]
CON2	41 (27) [4]	11 (11) [1]	43 (20) [0]	69 (8) [1]
Age of participants				
CON1 (SD) [range]	46.9 (14.6)	NR [20-66]	64.0 [47-79]	56.9 [44-77]
CON2 (SD) [range]	49.9 (13.6)			
Platform switching				
CON1	No	Yes	No	Yes
CON2	No	No	No	No
Insertion timing	Healed sites	Healed sites	Post-extractive	Healed sites
Load timing	Immediate	Delayed	Immediate	Delayed
Prosthesis design	ISCs, FDPs & FCDs	ISCs	FCDs	FCDs & OD
Identical macrotopography and microtopography	No	Yes	Yes	No
Mean MBL				
CON1 (SD)	0.63 (1.18)	0.04 (0.63)	1.64 (0.77)	0.12 (0.17)
CON2 (SD)	0.64 (0.97)	0.59 (0.95)	1.53 (0.83)	0.38 (0.51)
MD (95% CI)	-0.01 (-0.49 to 0.47)	-0.55 (-1.22 to 0.12)	0.11 (-0.23 to 0.45)	-0.26 (-0.36 to -0.16)
P-value	.968	.126	.533	<.001*
Implant survival				
CON1 (%)	60 (96.77)	11 (100)	39 (97.50)	71 (98.61)
CON2 (%)	39 (95.12)	11 (100)	42 (97.67)	68 (98.55)
OR (95% CI)	1.54 (0.21-11.38)	NC	0.93 (0.06-15.36)	1.04 (0.06-17.03)
P-value	.673	NA	.959	.976
Biologic complications				
CON1 (%)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1 (1.39)
CON2 (%)	1 (2.44)	0 (0)	0 (0)	1 (1.45)
OR (95% CI)	0.22 (0.01-5.43)	NC	NC	0.96 (0.06-15.62)
P	.352	NA	NA	.976
Technical complications				
CON1 (%)	4 (6.45)	0 (0)	1 (2.50)	NR
CON2 (%)	3 (7.32)	2 (18.18)	2 (5.00)	
OR (95% CI)	0.87 (0.19-4.12)	0.17 (0.01-3.88)	0.53 (0.05-6.03)	
P	.864	.263	.606	

Variable	Study, Year			
	Pessoa et al, 2017 ⁶¹	Pieri et al, 2011 ⁶²	Pozzi et al, 2014 ⁶³	Sanz-Martín et al, 2017 ⁶⁴
Intervention				
CON1	CC	CC	CC	CC
CON2	EH	IFF	EH	IFF
N° of implants (participants) [dropouts]				
CON1	12 (12) [0]	19 (19) [1]	34 (34) [0]	33 (19) [6]
CON2	12 (12) [0]	19 (19) [1]	34 (34) [0]	28 (18) [4]
Age of participants				
CON1 (SD) [range]	63.1 [18-75]	45.8 [26-67]	52.2 [39-59]	57.7 (11.9)
CON2 (SD) [range]		46.6 [32-65]		59.7 (10.5)

(continued on next page)

Table 2. (Continued) Comparison of studies selected

Variable	Study, Year			
	Pessoa et al, 2017 ⁶¹	Pieri et al, 2011 ⁶²	Pozzi et al, 2014 ⁶³	Sanz-Martín et al, 2017 ⁶⁴
Platform switching				
CON1	Yes	Yes	Yes	No
CON2	No	No	No	Yes
Insertion timing	Healed sites	Post-extractive	Healed sites	Healed sites
Load timing	Immediate	Immediate	Delayed	Delayed
Prosthesis design	FCDs	Screwed ISCs	Cemented ISCs	ISCs & FPDs
Identical macrotopography and microtopography	Yes	Yes	No	No
Mean MBL				
CON1 (SD)	0.17 (0.54)	0.19 (0.17)	0.51 (0.34)	0.26 (0.22)
CON2 (SD)	1.17 (0.44)	0.49 (0.25)	1.1 (0.52)	0.11 (0.2)
MD (95% CI)	-1.00 (-1.39 to -0.61)	-0.30 (-0.44 to -0.16)	-0.59 (-0.84 to -0.34)	0.15 (0.01-0.29)
P	<.001*	<.001*	<.001*	.037*
Implant survival				
CON1 (%)	12 (100)	18 (94.74)	34 (100)	33 (100)
CON2 (%)	12 (100)	19 (100)	34 (100)	26 (92.9)
OR (95% CI)	NC	0.32 (0.01-8.26)	NC	6.32 (0.29-137.37)
P	NA	.489	NA	.241
Biologic complications				
CON1 (%)	0 (0)	1 (5.26)	0 (0)	2 (6.06)
CON2 (%)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	3 (10.71)
OR (95% CI)	NC	3.16 (0.12-82.64)	NC	0.54 (0.08-3.47)
P-value	NA	.489	NA	.514
Technical complications				
CON1 (%)	NR	0 (0)	NR	0 (0)
CON2 (%)		2 (10.53)		4 (14.29)
OR (95% CI)		0.18 (0.01-4.00)		0.08 (0.00-1.58)
P		.278		.097

CC, conical connection; CI, confidence interval; CON1, connection 1; CON2, connection 2; EH, external hexagon; FCDs, fixed complete dentures; FPDs, fixed partial dentures; IFF, internal flat-to-flat; ISCs, implant-supported crown; MD, mean difference; NA, not applicable; NC, not calculable; NR, not reported; ODs, overdentures; OR, odds ratio; SD, standard deviation.
*Significantly associated ($P < .05$).

methodological quality (conical versus external designs), prosthetic loading approach (internal flat-to-flat versus external), and insertion timing of the studies (conical versus internal flat-to-flat). The results were homogeneous and consistent with the overall analysis when only studies with low risk of bias, postextractive implant placement, and immediate prosthetic loading were selected (Supplemental Fig. 4, available online). The NMA model revealed statistically significant differences for the comparison between conical and external implant abutment interfaces (MD: -0.35 mm; 95% CI: -0.62 to -0.08; $P = .011$) (Table 3).

Ten of the RCTs included evaluated the prosthetic complications rate in 834 participants (1246 implants) (Table 2 and Fig. 3D).^{47,50-53,57-59,62,64} Statistically significant differences were found between conical and external implant abutment connections in the PMAs of direct comparisons (OR: 0.36; 95% CI 0.14 to 0.92; $P = .03$; I^2 : 21%) (Table 3 and Supplemental Fig. 5, available online) and in the NMA model (OR: 0.35; 95% CI 0.13 to 0.95; $P = .038$) (Table 3). Regarding treatment ranking, conical implant abutment designs provided the best

results for implant survival (82.9%), peri-implant MBL (96.3%), and prosthetic complications (93.9%) (Fig. 4).

For all the outcomes measured (implant survival, peri-implant MBL, and prosthetic and biologic complication rates), no significant inconsistency was identified within the evidence networks as a whole ($P > .05$) (Supplemental Table 4, available online). In addition, the direct estimate of the summary effect did not differ from the indirect estimate in most comparisons.

DISCUSSION

The NMA tested whether the implant abutment connection had an influence on the outcome of an implant-prosthetic rehabilitation. The results indicated that conical connection groups were associated with significantly less peri-implant MBL and fewer prosthetic complications than external interfaces, without compromising implant survival; thus, the first null hypothesis was partially confirmed and the second rejected.

Nevertheless, the results of this NMA should be treated with caution because of uncontrolled factors that

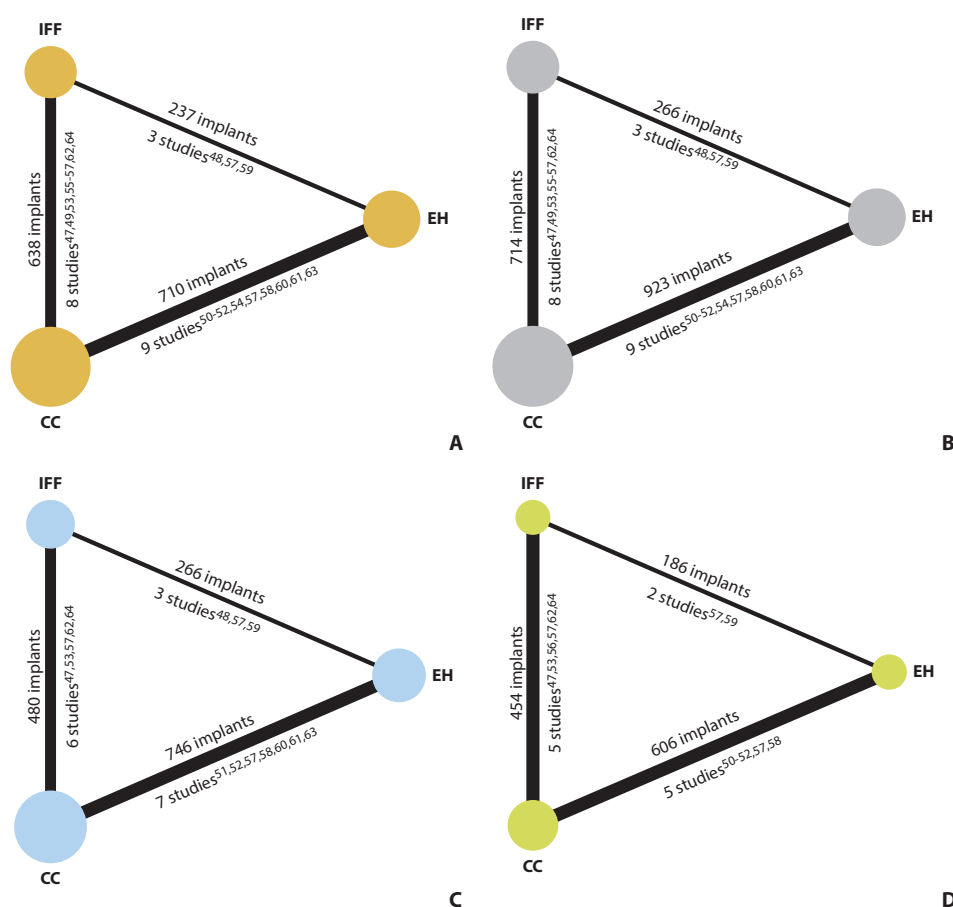


Figure 3. Network meta-analysis graph (net diagram). Each node represents one implant abutment connection category (cluster). A, Implant survival. B, Biologic complications. C, Peri-implant marginal bone loss. D, Prosthetic complications. CC, conical connection; EH, external hexagonal; IFF, internal flat-to-flat.

may also have had a direct impact on the outcomes assessed. Uncontrolled factors included implant-related (diameter, length, macroscopic design, surface treatment, and cervical roughness of the implant),^{10,25,26} surgery-related (including clinical situation, flap design, surgical trauma, insertion depth in relation to the alveolar crest, and re-establishment of biologic width),¹³ prosthesis-related (design, materials and configuration, occlusal forces, micromovements of the abutment, and loading protocol),¹¹ and patient-related (smoking habit, systemic disease, oral microbiology, individual bone pattern, and peri-implant mucosal tissue thickness).^{12,14} Only 8 of the 18 selected studies^{47,48,54,58,59,61,62,64} assessed the impact of the implant abutment connection design when using implants with identical macro-designs and microdesigns. Such factors could have

affected the reliability and quality of the results, thus compromising the transitivity assumption.³³ Consequently, subanalyses were used to assess the impact of the interface in association with some of these confounders.

Bias was another challenge in the review, as nearly 3-quarters of the trials presented a potential risk of bias (Fig. 2). In addition, because few of the articles that were reviewed compared the same interventions, publication bias was not assessed.³⁵ In addition, internal validity might be compromised because most of the RCTs were conducted in multiple private practices,^{47,48,52,53} and in 12 studies, implant placements were performed by several surgeons and/or prosthodontists, leading to a potential operator-dependent bias.^{47-50,52,53,57-60,63,64} Finally, a priori sample size calculation was only determined in 6 of

Table 3. Results for comparisons of implant abutment connections

Variable	PMA MBL (mm)					NMA MBL	
	Number of Studies	Number of Implants	MD (95% CI)	P	I ²	MD (95% CI)	P
CC vs							
IFF	8	638	-0.27 (-0.53 to 0.02)	.04 ^a	95%	-0.20 (-0.48-0.07)	.154
EH	9	710	-0.25 (-0.45 to -0.05)	.01 ^a	81%	-0.35 (-0.62,-0.08)	.011 ^a
IFF vs							
EH	3	237	-0.33 (-1.18 to 0.53)	.46	95%	-0.14 (-0.48-0.19)	.420

Variable	PMA Survival					NMA Survival		
	Number of studies	Number of Implants	Survival Rate ^b	OR (95% CI)	P	I ²	OR (95% CI)	P
CC vs								
IFF	8	714	326/330 vs 363/384	2.21 (0.66-7.45)	.20	15%	1.86 (0.78-4.39)	.240
EH	9	923	454/461 vs 452/462	1.32 (0.48-3.66)	.59	0%	1.40 (0.64- 3.06)	.449
IFF vs								
EH	3	266	121/124 vs 139/142	1.30 (0.25-6.62)	.75	0%	0.76 (0.29-1.99)	.695

Variable	PMA Biologic Complications					NMA Biologic Complications		
	Number of Studies	Number of Implants	Biologic Rate ^c	OR (95% CI)	P	I ²	OR (95% CI)	P
CC vs								
IFF	6	480	7/239 vs 6/241	1.05 (0.26-4.22)	.89	0%	1.26 (0.48-3.35)	.654
EH	7	746	4/372 vs 3/374	1.23 (0.27-5.66)	.79	0%	1.00 (0.36-2.77)	1.00
IFF vs								
EH	3	266	0/142 vs 1/124	0.22 (0.01-5.73)	.35	NA	0.79 (0.22-2.80)	.730

Variable	PMA Prosthetic Complications					NMA Prosthetic Complications		
	Number of Studies	Number of Implants	Prosthetic Rate ²	OR (95% CI)	P	I ²	OR (95% CI)	P
CC vs								
IFF	5	454	5/226 vs 11/228	0.47 (0.11-1.92)	.29	26%	0.63 (0.49-1.52)	.109
EH	5	606	10/301 vs 29/305	0.36 (0.14-0.92)	.03 ^a	21%	0.35 (0.13-0.95)	.038 ^a
IFF vs								
EH	2	186	5/102 vs 5/84	0.75 (0.20-2.80)	.67	0%	0.72 (0.25-2.10)	.556

CC, conical connection; CI, confidence interval; EH, external hexagon; IFF, internal flat-to-flat; MD, mean difference; NA, not applicable; NMA, network meta-analysis; OR, odds ratio; PMA, pairwise meta-analysis. ^aSignificantly associated ($P < .05$). ^b(number of surviving implants)/total randomized. ^c(number of prosthetic complications)/total randomized.

the studies,^{50,55,57,61,63,64} leading to a potentially high type 2 error (failure to reject a false null hypothesis) in the remaining trials.

Previous studies have reported that internal interfaces, particularly conical ones, are more favorable than external connections,^{21,23,27,28} possibly explaining the results observed in the present meta-analysis, which were consistent with those reported in a recent NMA in terms of peri-implant MBL.²⁹ However, 9 of the articles included in the present review were not included in that article. In addition, 5 articles selected for that article were excluded in the present study: 4 were multiple reports on the same participants,³⁹⁻⁴² and 1 was a prospective observational study.¹⁶ Additionally, in the previous meta-analysis, a quantitative analysis was not performed on the complications (technical or biologic) or the survival rate.

Although survival of an implant is the ultimate goal, maintaining bone levels is a key criterion for implant success. While peri-implant MBL was observed in all the implant abutment connections assessed, in most of the selected studies, it lay within the success criteria range proposed in generally accepted classifications.^{4,5} Accordingly, further long-term RCTs with larger sample sizes comparing implants with the same macrotopography and microtopography are needed to elucidate the results obtained. Moreover, new success criteria should be developed based on MBL rates over certain time intervals rather than on the peri-implant MBL value after a given time.⁶

As the period in function increases, so does the risk of developing a complication.³⁰ For these reasons, although a minimum of 5 years of follow-up is recommended for implant survival and success assessment,⁸ the present

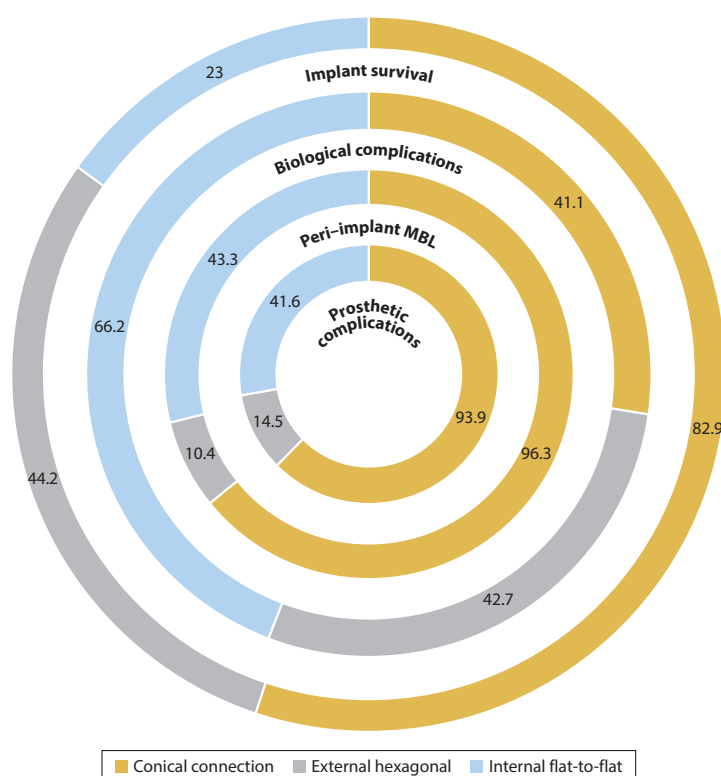


Figure 4. Illustration of surface under cumulative ranking (SUCRA) analysis for implant survival, biologic complications, peri-implant marginal bone loss, and prosthetic complications. MBL, marginal bone loss.

authors decided not to introduce time as another potential confounding variable. In fact, only 1 of the selected studies mentions a follow-up period of 5 years⁴¹; the authors reported a steady state in crestal bone levels between 1 and 5 years after loading, with a pattern similar to that of peri-implant MBL between conical and external interfaces.⁴¹ Interestingly, no mechanical complications were reported in the external group, but conical connections tended to develop more peri-implant diseases, although the difference was not statistically significant.

Although the implant abutment connection could be considered a risk factor for late implant failure, it has been suggested that its impact on the risk of developing biologic and/or mechanical complications is greater.¹⁹ The present review confirms this because no differences in terms of survival were found among the connections. However, future long-term RCTs should be conducted to confirm this absence of association.

Knowledge of the mechanical and functional limitations of implant abutment connection types is essential because they might be directly related to the

success of the procedure.³⁰ Despite the short follow-up period, conical interfaces exhibited a significantly lower risk of developing prosthetic complications in comparison with external designs. Nevertheless, several confounding factors such as screw preload torque and abutment materials could have influenced the outcomes.^{20,31}

CONCLUSIONS

Based on the findings of this systematic review and network meta-analysis of RCTs, the following conclusions were drawn:

1. Conical implant abutment designs provided the best results for implant survival, peri-implant MBL, and prosthetic complications after 1 year of loading as assessed with NMA.
2. For peri-implant MBL and prosthetic complications, conical interfaces showed significant differences when compared with external hexagonal connections.

REFERENCES

- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:119-30.
- Albrektsson T, Donos N. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:63-5.
- Buser D, Ingimarsson S, Dula K, Lussi A, Hirt HP, Belsler UC. Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: a 5-year prospective study in partially edentulous patients. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:109-17.
- Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 2008;17:5-15.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
- Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:e28-34.
- Papaspriidakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res* 2012;91:242-8.
- Needleman I, Chin S, O'Brien T, Petrie A, Donos N. Systematic review of outcome measurements and reference group(s) to evaluate and compare implant success and failure. *J Clin Periodontol* 2012;39 Suppl 12:122-32.
- Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007;16:165-75.
- Niu W, Wang P, Zhu S, Liu Z, Ji P. Marginal bone loss around dental implants with and without microthreads in the neck: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2017;117:34-40.
- Chen J, Cai M, Yang J, Aldhohrah T, Wang Y. Immediate versus early or conventional loading dental implants with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. *J Prosthet Dent* 2019;122:516-36.
- Suárez-López Del Amo F, Lin GH, Monje A, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of soft tissue thickness on peri-implant marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2016;87:690-9.
- Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:792-807.
- Galindo-Moreno P, Fauri M, Avila-Ortiz G, Fernández-Barbero JE, Cabrera-León A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:579-86.
- Abrahamsson J, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:207-15.
- Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, et al. The effect of internal versus external connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. *J Periodontol* 2012;83:1104-9.
- Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:202-16.
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
- Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Comparison of external and internal implant abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2018;70:14-22.
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
- Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, De Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2015;114:644-51.
- Tsouknidas A, Lymvoudi E, Michalakakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, et al. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of a tooth-implant fixed partial denture: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:750-60.
- Jaworski ME, Melo AC, Picheth CM, Sartori IA. Analysis of the bacterial seal at the implant abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1091-5.
- Tripodi D, D'Ercole S, Iacullif F, Piattelli A, Perrotti V, Iezzi G. Degree of bacterial microleakage at the implantabutment junction in cone Morse tapered implants under loaded and unloaded conditions. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015;13:e367-71.
- Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: The results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:115-21.
- Enkling N, Jöhren P, Klimberg V, Bayer S, Mericske-Stern R, Jepsen S. Effect of platform switching on peri-implant bone levels: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:1185-92.
- Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:426-34.
- de Medeiros RA, Pellizzer EP, Vechiato Filho AJ, dos Santos DM, da Silva EVF, Goiato MC. Evaluation of marginal bone loss of dental implants with internal or external connections and its association with other variables: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2016;116:501-6.
- Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant abutment connection to peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018;20:653-64.
- Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD. Influence of different implant abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2019;121:398-403.
- Pjetursson BE, Zarauz C, Strassling M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:160-83.
- Tonin FS, Rotta I, Mendes AM, Pontarolo R. Network meta-analysis: a technique to gather evidence from direct and indirect comparisons. *Pharm Pract (Granada)* 2017;15:943.
- Rouse B, Chaimani A, Li T. Network meta-analysis: an introduction for clinicians. *Intern Emerg Med* 2017;12:103-11.
- Hutton B, Salanti G, Caldwell DM, Chaimani A, Schmid CH, Cameron C, et al. The PRISMA extension statement for reporting of systematic reviews incorporating network meta-analyses of health care interventions: checklist and explanations. *Ann Intern Med* 2015;162:777-84.
- Higgins JPT, Green S. *Cochrane handbook for systematic reviews of interventions*. 1st ed. Chichester: John Wiley & Sons; 2008. p. 187-241.
- Higgins JPT, Thompson SG. Quantifying heterogeneity in a meta-analysis. *Stat Med* 2002;21:1539-58.
- Higgins JPT, Jackson D, Barrett JK, Lu G, Ades AE, White IR. Consistency and inconsistency in network meta-analysis: concepts and models for multi-arm studies. *Res Synth Methods* 2012;3:98-110.
- Salanti G, Ades AE, Ioannidis JPA. Graphical methods and numerical summaries for presenting results from multiple-treatment meta-analysis: an overview and tutorial. *J Clin Epidemiol* 2011;64:163-71.
- Arnhart C, Kielbassa AM, Martínez-de Fuentes R, Goldstein M, Jackowski J, Lorenzoni M, et al. Comparison of variable-thread tapered implant designs to a standard tapered implant design after immediate loading. A 3-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2012;5:123-36.
- Cooper L, Reside G, Stanford C, Barwacz C, Feine J, Nader S, et al. Three-year prospective randomized comparative assessment of anterior maxillary single implants with different abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019;34:150-8.
- Esposito M, Maghazireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Lee ST, Trullenque-Eriksson A, et al. Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2016;9 Suppl 1:129-34.
- Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Three-year post-loading results of a randomised, controlled, split-mouth trial comparing implants with different prosthetic interfaces and design in partially posterior edentulous mandibles. *Eur J Oral Implantol* 2014;7:47-61.
- Bilhan H, Kutay O, Arat S, Çekici A, Cehreli MC. Astra Tech, Brånemark, and ITI implants in the rehabilitation of partial edentulism: two-year results. *Implant Dent* 2010;19:437-46.
- Kaminaka A, Nakano T, Ono S, Kato T, Yatani H. Cone-beam computed tomography evaluation of horizontal and vertical dimensional changes in buccal peri-implant alveolar bone and soft tissue: a 1-year prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 Suppl 2:e576-85.
- Lin MI, Shen YW, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. A retrospective study of implant abutment connections on crestal bone level. *J Dent Res* 2013;92 Suppl 12:2025-75.
- Palaska I, Tsaousoglou P, Vouros I, Konstantinidis A, Menexes G. Influence of placement depth and abutment connection pattern on bone remodeling around 1-stage implants: a prospective randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:e47-56.
- Cannata M, Grandi T, Samarani R, Svezia L, Grandi G. A comparison of two implants with conical vs internal hex connections: 1-year post-loading results from a multicentre, randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2017;10:161-8.
- Canullo L, Rosa JC, Pinto VS, Francischone CE, Götz W. Inward-inclined implant platform for the amplified platform-switching concept: 18-month follow-up report of a prospective randomized matched-pair controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:927-34.
- Cooper L, Reside G, Stanford C, Barwacz C, Feine J, Nader S, et al. A Multicenter randomized comparative trial of implants with different

- abutment interfaces to replace anterior maxillary single teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:622-32.
50. Cooper L, Tamow D, Froum S, Moriarty J, De Kok I. Comparison of marginal bone changes with internal conus and external hexagon design implant systems: a prospective, randomized study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2016;36:631-42.
 51. Crespi R, Cappariè P, Cherlone E. Radiographic evaluation of marginal bone levels around platform-switched and non-platform-switched implants used in an immediate loading protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:920-6.
 52. Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Lee ST, Gualini F, et al. Dental implants with internal versus external connections: 1-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2015;8:331-44.
 53. Felice P, Barausse C, Blason R, Favaretto G, Stacchi C, Calvo M, et al. A comparison of two dental implant systems in partially edentulous patients: 1-year post-loading results from a pragmatic multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2014;7:397-409.
 54. Glibert M, Vervaeke S, Jacquet W, Vermeersch K, Östman PO, De Bruyn H. A randomized controlled clinical trial to assess crestal bone remodeling of four different implant designs. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018;20:455-62.
 55. Gultekin BA, Gultekin P, Leblebicioglu B, Basegmez C, Yalcin S. Clinical evaluation of marginal bone loss and stability in two types of submerged dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:815-23.
 56. Hsu YT, Chan HL, Rudek I, Bashutski J, Oh WS, Wang HL, et al. Comparison of clinical and radiographic outcomes of platform-switched implants with a rough collar and platform-matched implants with a smooth collar: a 1-year randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:382-90.
 57. Kielbassa AM, de Fuentes RM, Goldstein M, Arnhart C, Barlattani A, Jackowski J, et al. Randomized controlled trial comparing a variable-thread novel tapered and a standard tapered implant: interim one-year results. *J Prosthet Dent* 2009;101:293-305.
 58. Kim JC, Lee J, Kim S, Koo KT, Kim HY, Yeo ISL. Influence of implant abutment connection structure on peri-implant bone level in a second molar: a 1-year randomized controlled trial. *J Adv Prosthodont* 2019;11:147-54.
 59. Menini M, Pesce P, Bagnasco F, Carossa M, Mussano F, Pera F. Evaluation of internal and external hexagon connections in immediately loaded full-arch rehabilitations: a within-person randomised split-mouth controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2019;12:169-79.
 60. Peñarocha-Diago MA, Flichy-Fernández AJ, Alonso-González R, Peñarocha-Oltra D, Balaguer-Martínez J, Peñarocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:1192-200.
 61. Pessoa RS, Sousa RM, Pereira LM, Neves FD, Bezerra FJB, Jaecques SVN, et al. Bone remodeling around implants with external hexagon and Morse-taper connections: a randomized, controlled, split-mouth, clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:97-110.
 62. Pieri F, Aldini NN, Marchetti C, Corinaldesi G. Influence of implant abutment interface design on bone and soft tissue levels around immediately placed and restored single-tooth implants: a randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:169-78.
 63. Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16:96-106.
 64. Sanz-Martín I, Sanz-Sánchez I, Noguero F, Cok S, Ortiz-Vigón A, Sanz M. Randomized controlled clinical trial comparing two dental implants with different neck configurations. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:512-22.

Corresponding author:

Dr Octavi Camps-Font, Surgery and Oral Implantology
Faculty of Medicine and Health Sciences
Campus de Bellvitge
University of Barcelona
Feixa Llarga, s/n; Pavelló Govern, 2da planta, L'Hospitalet de Llobregat 08907
SPAIN
Email: ocamps@ub.edu

Acknowledgments

The authors thank Mary Georgina Hardinge for English language editing assistance.

CRedit authorship contribution statement

Octavi Camps-Font: Conceptualization, Methodology, Investigation, Formal analysis, Writing – original draft. **Laura Rubianes-Porta:** Conceptualization, Methodology, Investigation, Writing – original draft. **Eduard Valmaseda-Castellón:** Conceptualization, Investigation, Writing – review & editing. **Ronald E. Jung:** Conceptualization, Writing – review & editing. **Cosme Gay-Escoda:** Supervision. **Rui Figueiredo:** Supervision, Project administration.

Copyright © 2021 by The Authors. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.09.029>

6.2. ESTUDIO II

Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs

- Autores: Camps-Font O, González-Barnadas A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E.
 - Título: Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs
 - Revista: Medicina Oral, Patología Oral, Cirugía Bucal
 - Factor de impacto (2020): 2.047
 - Posición JCR (Dentistry, Oral Surgery and Medicine): 62/91 (3.^{er} cuartil)
 - Referencia completa: Camps-Font O, González-Barnadas A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E. Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2020;25:e691-9.
 - DOI: [10.4317/medoral.23700](https://doi.org/10.4317/medoral.23700)
-

Fecha de envío: 27/01/2020

Fecha de aceptación: 04/06/2020

Fecha de publicación: 19/07/2020

OBJETIVOS

Evaluar si la implantoplastia y el tipo de diseño implantoprotésico influyen en la resistencia a la fractura de implantes dentales de titanio de diámetro estrecho, en forma de tornillo y de superficie moderadamente rugosa, en combinación con un defecto peri-implantario horizontal equivalente a la mitad de su longitud. Los objetivos secundarios fueron cronometrar el procedimiento de implantoplastia y analizar los cambios morfológicos que ocurrieron en las áreas tratadas.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó un estudio *in vitro* usando 48 implantes dentales cónicos de titanio grado V (90% Titanio – 6% Aluminio – 4% Vanadio) con un macro y microdiseño similar (Biomimetic Ocean[®], Avinent[®] Implant System, Santpedor, España). Se formaron tres grupos de 16 dispositivos en función del tipo de conexión implantoprotésica: conexión hexagonal externa, conexión hexagonal interna i conexión interna cónica (Figura 8). El diámetro de la plataforma y cuello de los implantes era de 3.5 mm, con una longitud total del cuerpo de 10 mm. Las espiras eran en forma de V y tenían una profundidad 0.08 y 0.28 mm a nivel del cuello y cuerpo del dispositivo, respectivamente. La microtopografía, obtenida al combinar técnicas de arenado y oxidación anódica, era de rugosidad moderada.

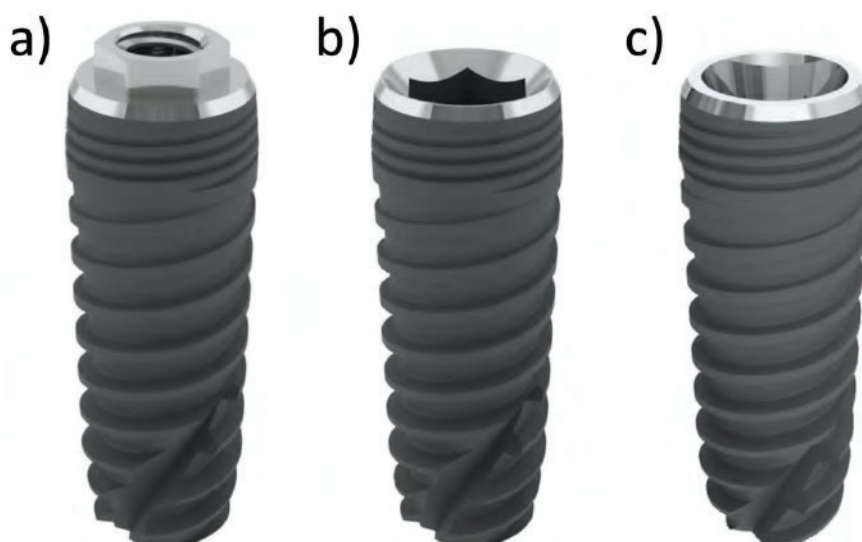


Figura 8. Aspecto macroscópico de los implantes empleados. a) Conexión hexagonal externa; b) Conexión hexagonal interna; c) Conexión cónica

A partir de una secuencia aleatoria generada con ordenador, a ocho implantes por grupo se les realizó el alisado y pulido de las espiras de la mitad coronal, y los ocho restantes sirvieron como controles en los ensayos de carga estática o monotónica (Figura 9).

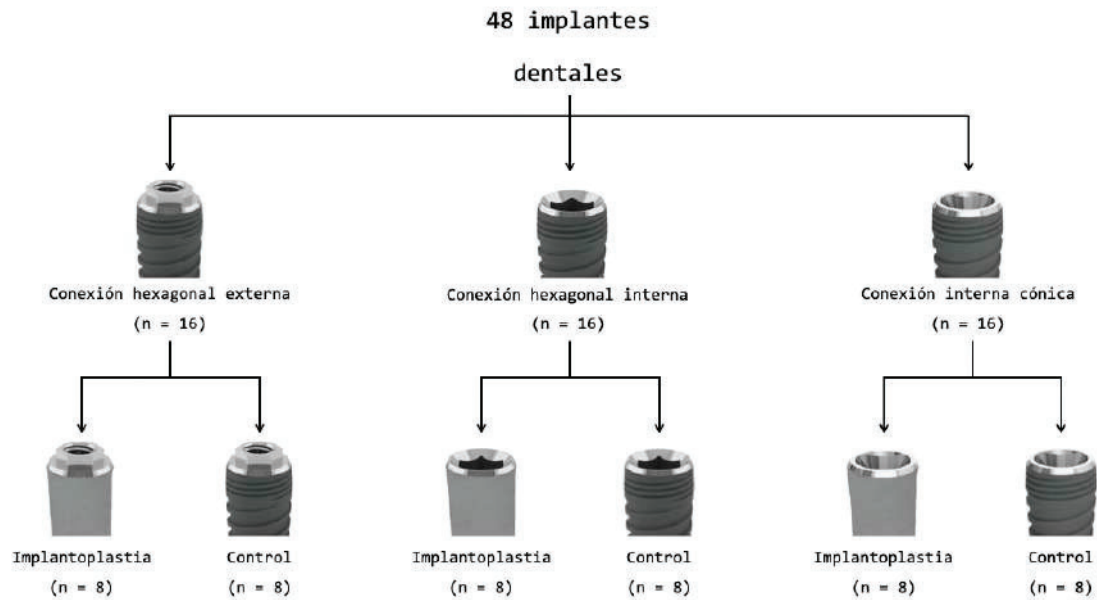


Figura 9. Diseño del estudio II. Grupos y subgrupos.

PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS

Todos los implantes fueron incrustados y colocados exactamente en la misma posición en moldes de resina epoxi con un módulo de elasticidad de Young ≥ 3 Gpa (EA 3471 A y B Loctite®, Henkel AG & Company, Düsseldorf, Alemania), de modo que 5 mm de la porción intraósea quedaran fuera de la probeta. En consecuencia, se simuló un defecto peri-implantario supra-crestal horizontal de 5 mm (*i. e.*, 50% de la longitud total del implante), el cual es 2 mm mayor al establecido por la norma internacional ISO 14801:2016 (388).

Independientemente del tipo de conexión implantoprotésica, el proceso de confección se iniciaba con la sujeción del implante por medio de un cartucho de 12 mm de diámetro y del tornillo protésico correspondiente (Figura 10 A y B). A continuación, el implante era introducido por la parte inferior de una cubeta metálica diseñada específicamente para el experimento y, en el interior de esta, se colocaba un divisor y un molde de plástico para evitar que la resina se adhiriese al recipiente (Figura 10 C y D). Posteriormente, se procedía al mezclado manual de las resinas epoxi con una proporción 1:1 (Figura 10 E). Una vez conseguida

una mezcla homogénea, esta se depositaba dentro del molde prestando especial atención a que no se formaran burbujas de aire (Figura 10 E). Seguidamente, todo el conjunto era horneado a 60°C durante 45 minutos para acelerar el tiempo de fraguado de la resina (Figura 10 F). Finalmente, una vez enfriada y desmoldada, la probeta era enviada al servicio técnico de Avinent (Avinent® Implant System, Santpedor, España) para uniformizar sus dimensiones (*i. e.*, 3 cm de diámetro x 1.7 cm de alto) (Figura 10 G-I).

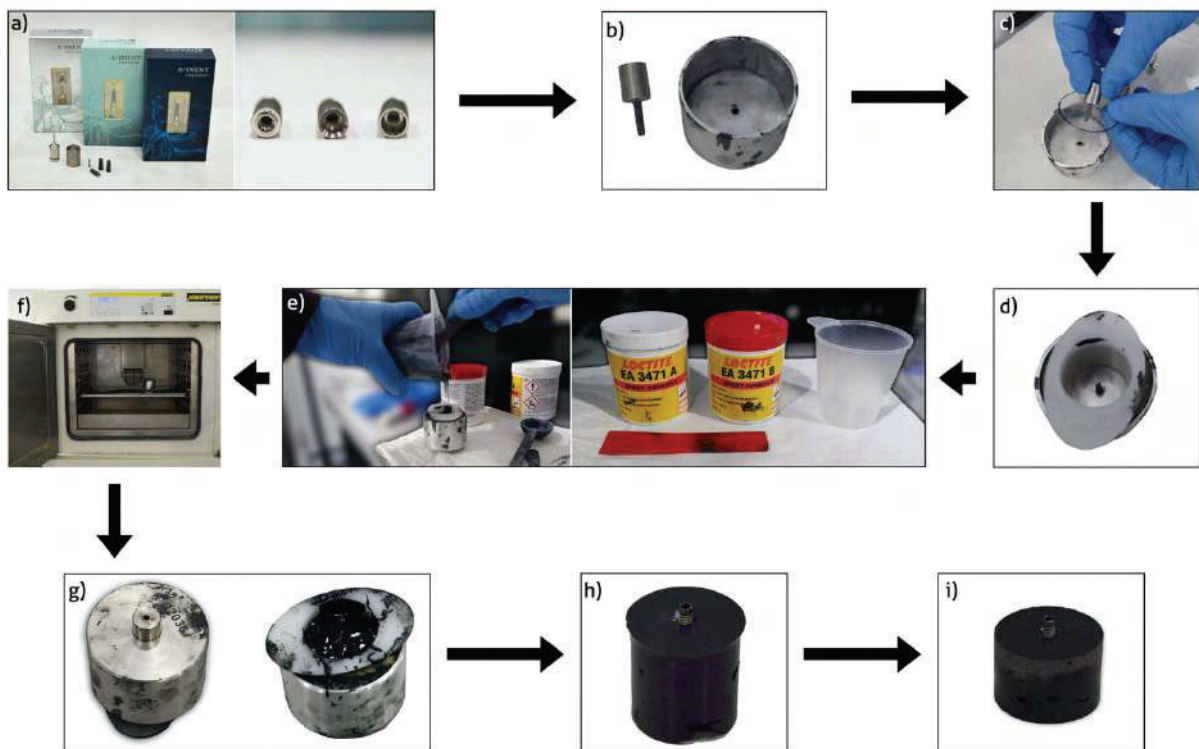


Figura 10. Proceso de confección de las probetas de estudio. a) Implantes empleados; b) Sujeción del implante en el cartucho. Cubeta metálica; c) Introducción del implante en la cubeta y colocación del separador; d) Colocación molde de plástico; e) Mezclado resinas epoxi; f) Horneado; g) Probeta una vez horneada; h) Desmoldado; i) Estandarización dimensiones

PROCEDIMIENTO DE IMPLANTOPLASTIA

Antes de empezar con el alisado y pulido de la superficie expuesta del implante propiamente dicha, se colocaba un tapón de cierre para proteger la conexión de escombros de titanio. La implantoplastia fue efectuada manualmente por un único operador experimentado (O.C-F.), usando una turbina con abundante refrigeración (GENTLEsilence LUX 8000B, KaVo® Dental GmbH, Biberach an der Riß, Alemania), empleando lupas de magnificación de 2.8 aumentos con luz LED (Galilean HD and Focus™ LED 6000k, ExamVision ApS, Samsø, Dinamarca), y con

una iluminación del entorno adecuada y similar a la de un consultorio dental. A fin de aumentar la validez externa del estudio, no se estandarizó la presión ejercida ni el número de veces que se pasó cada fresa. De forma simultánea, la mano contraria del operador sujetaba y giraba la probeta.

Se siguió el protocolo simplificado de tres fresas descrito con anterioridad por Costa-Berenguer y cols. (296). Una vez eliminadas las espiras de la mitad coronal del implante mediante una fresa ovalada de carburo de tungsteno (H379.314.023 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) a 40,000 rpm, se procedió al pulido secuencial usando dos pulidores de carburo de silicio (9618.314.030 y 9608.314.030 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) a 5,000 rpm hasta que el operador percibiera que la superficie resultante era la adecuada (Figura 11). Un examinador externo (A.G-B.) registró el tiempo empleado con cada fresa. Se utilizó un juego nuevo de fresas para cada implante. Finalmente, se retiró el tornillo de cierre.

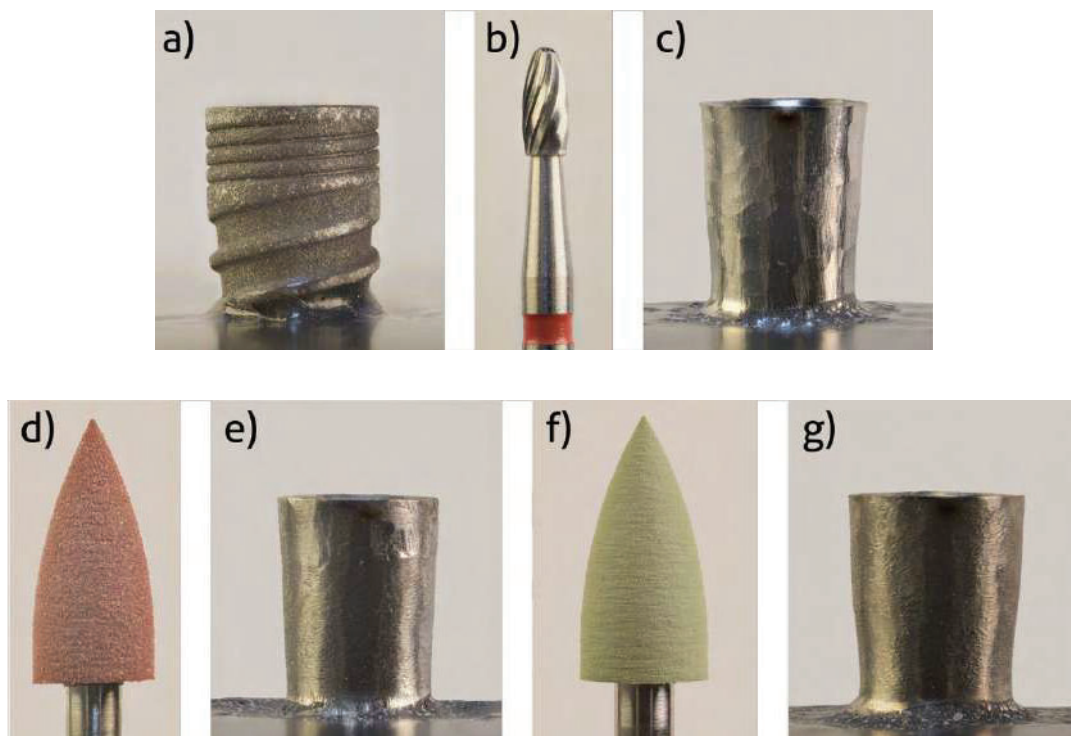
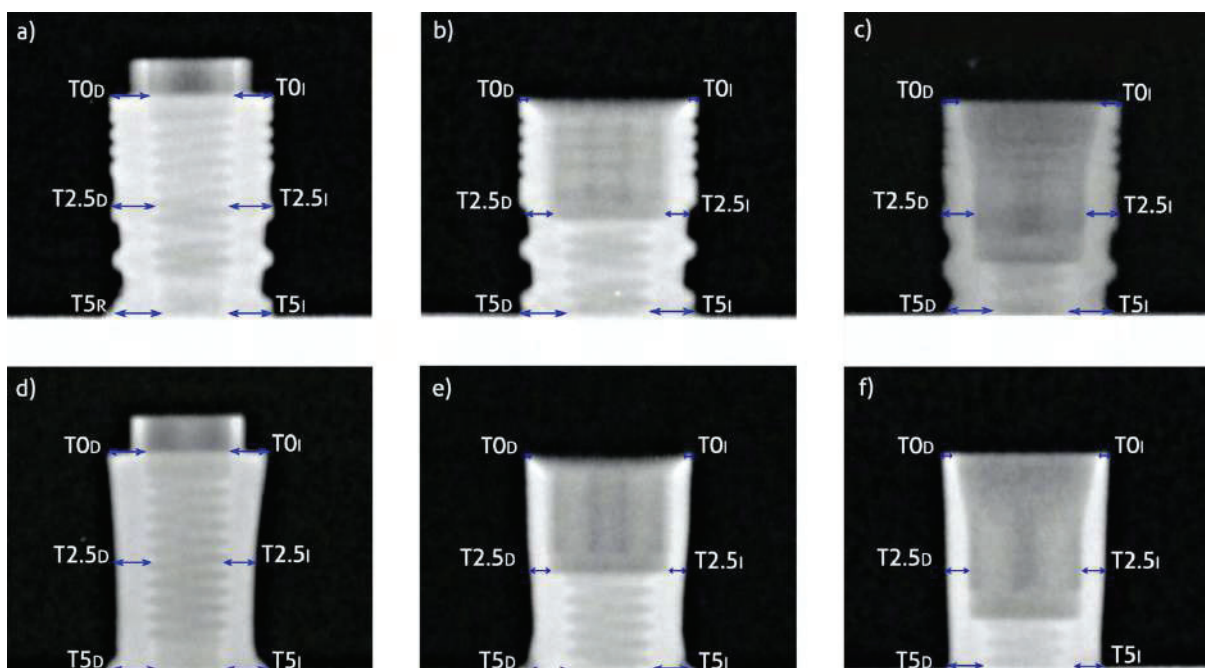


Figura 11. Protocolo simplificado de 3 fresas para la realización de la implantoplastia de las muestras del grupo experimental. a) Aspecto macroscópico del implante; b y c) Aspecto macroscópico del implante una vez aplicada la fresa de carburo de tungsteno; d-g) Aspecto macroscópico del implante una vez aplicados los pulidores de carburo de sílice.

CAMBIOS MACROSCÓPICOS EN LOS IMPLANTES

Mediante la técnica paralela de cono largo, se tomaron radiografías periapicales de todos los implantes. Las imágenes digitales se utilizaron para evaluar el grosor medio de las paredes izquierda y derecha del implante al nivel de la plataforma (T_0) y a 2.5 mm ($T_{2.5}$) y 5 mm (T_5) en dirección apical (Figura 12). Las mediciones del grupo implantoplastia se restaron de las de sus análogos del grupo control para calcular el adelgazamiento de la pared en cada punto. Las seis mediciones se repitieron después de girar el implante 120° y 240° , dando lugar a un total de 18 mediciones por cada implante. Este procedimiento fue realizado por un único examinador calibrado (A.G-B.) a través del software ImageJ™ (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EE.UU). Para evaluar la concordancia y la consistencia del observador, al cabo de dos semanas, se seleccionaron 15 radiografías al azar (90 mediciones) y se volvieron a examinar. Los coeficientes de correlación intraclase fueron 0.97 (IC95%: 0.94 a 0.99; $P < 0.001$) y 0.98 (IC95%: 0.96 a 0.99; $P < 0.001$), lo que demostró una fiabilidad y una consistencia excelentes.



ENSAYO DE CARGA ESTÁTICA

Todos los implantes ($n = 48$) fueron sometidos a una fuerza estática compresiva. A excepción del tamaño del defecto (*i. e.*, 5 mm en lugar de 3 ± 0.5 mm), los ensayos fueron realizados de acuerdo con las especificaciones de la norma internacional ISO 14801:2016 (388).

Por cada tipo de conexión implantoprotésica, se diseñaron y fresaron 16 hemisferios metálicos de carga idénticos ($n = 48$). Una vez obtenidos, estos fueron colocados en el implante correspondiente y retenidos con tornillos protésicos (Avinent® Implant System, Santpedor, España) aplicados a un torque de 32 N·cm.

Los ensayos fueron realizados utilizando la máquina servo hidráulica MTS Bionix 370 Load Frame (MTS®, Eden Prairie, EE. UU) equipada con una célula de carga MTS Load Cell 661.19H-03 de 15 kN de capacidad, y aplicando a los implantes fuerzas compresivas a una velocidad constante de 1 mm/min. Todas las muestras se fijaron a una mordaza de sujeción de acero inoxidable, de tal manera que el eje longitudinal del implante formara un ángulo de 30° con respecto a la dirección de la fuerza de compresión aplicada (Figura 13). Los ensayos se controlaron con el software TestStar II® (MTS®, Eden Prairie, EE. UU.) que, a su vez, permitió registrar los datos de los 48 especímenes a tiempo real. La fuerza máxima de compresión (F_{max}) se definió como la fuerza máxima alcanzada por un implante hasta que este se fracturase o, como consecuencia de una deformación plástica significativa, exhibiese una caída brusca del nivel de carga.

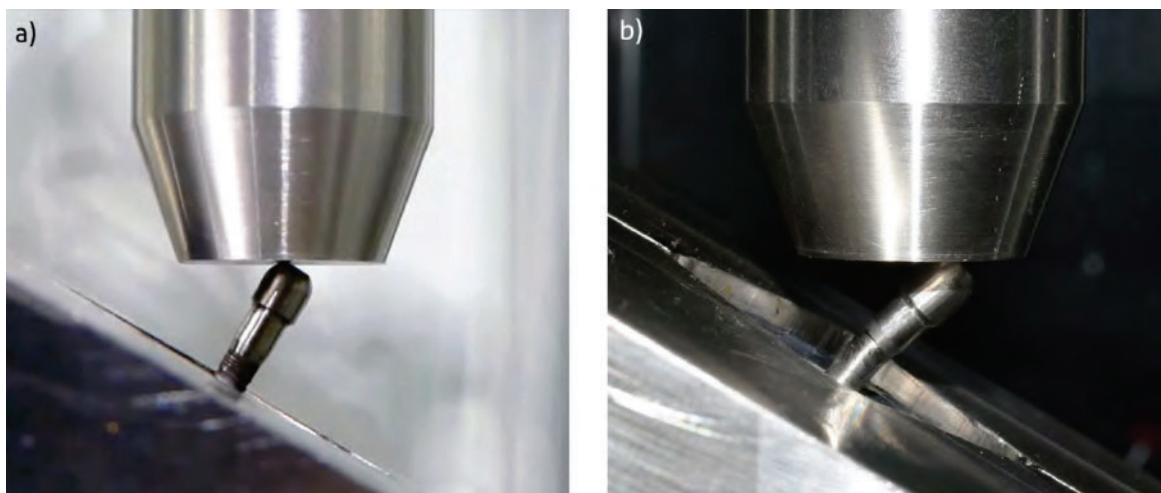


Figura 13. Ensayos de carga estática o monotónicos. a) Grupo control; b) Grupo implantoplastia

EVALUACIÓN DE LA SUPERFICIE Y ANÁLISIS FRACTOGRÁFICO

Todas las muestras fueron evaluadas mediante microscopía electrónica de barrido (SEM; Quanta-200, Field Electron and Ion Company, Hillsboro, EE. UU.) para determinar la calidad de su superficie de forma semi-cualitativa, así como la presencia de impurezas, fracturas, deformaciones, rasguños, grietas y/o fisuras. También se tomaron imágenes de los componentes fracturados.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El cálculo del tamaño de la muestra se basó en los resultados publicados por Gehrke y cols. (297). Considerando F_{\max} como la variable respuesta principal, las reducciones medias esperadas tras la implantoplastia fueron de 286 N·cm para la conexión externa, 333.7 N·cm para la hexagonal interna y 180.5 N·cm para la cónica, con una desviación estándar (DE) común de 100 N·cm. Bajo estas asunciones, se requirieron 8 implantes por grupo (análisis de la varianza de dos factores (ANOVA), $\alpha = 0.05$ y $1-\beta = 0.80$).

Para las variables categóricas, las características del implante se presentaron como frecuencias absolutas y relativas. La normalidad de las variables de escala (*i. e.*, tiempo de tratamiento, F_{\max} y grosor de la pared del implante) se exploró mediante la prueba de Shapiro-Wilk y a través del análisis visual de los gráficos P-P y de caja. Cuando se rechazó el supuesto de normalidad, se calculó el rango intercuartílico (IQR) y la mediana. Por el contrario, cuando la distribución era compatible con la normalidad, se utilizaron la media y la DE.

Para analizar el efecto del procedimiento (*i. e.*, implantoplastia o control), el diseño implanto-protésico (*i. e.*, hexagonal externo, hexagonal interno o cónico) y la interacción entre estas dos variables sobre F_{\max} , se empleó un ANOVA de dos factores. El cumplimiento de los supuestos de aplicación se verificó mediante las pruebas de normalidad y homogeneidad de varianzas (*i. e.*, pruebas de Shapiro-Wilk y de Levene, respectivamente). Para cada procedimiento y diseño implanto-protésico, se efectuaron comparaciones por pares entre grupos.

Con el objetivo de identificar diferencias en el grosor de las paredes del implante entre los grupos control e implantoplastia en cada punto de referencia, se utilizaron pruebas *t* para muestras independientes. Las diferencias de grosor entre los diseños implanto-protésicos en

cada uno de los tres puntos de referencia se evaluaron mediante un ANOVA de un factor. Para cada área de interés, se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson para cuantificar la correlación entre el grosor de la pared del implante y F_{\max} .

La asociación de las variables categóricas se exploró con la prueba χ^2 de Pearson o con la prueba exacta de Fisher.

El análisis estadístico se llevó a cabo con el software Stata14 (StataCorp®, College Station, TX, EE. UU.). El nivel de significación se estableció en $P < 0.05$, utilizando la corrección de Tukey para multiplicidad de contrastes.

RESULTADOS

Todas las muestras fueron tratadas sin registrar ninguna desviación del protocolo.

TIEMPO DE TRATAMIENTO

El tiempo medio utilizado con las fresas de carburo fue de 5 min 32 s (DE = 35 s), mientras que el promedio de los dos pulidores de carburo de silicio fue de 2 min 41 s (DE = 20 s) y 2 min 25 s (DE = 26 s), respectivamente. La duración media total del protocolo de implantoplastia fue de 10 min 37 s (DE = 55 s) por implante.

CAMBIOS MACROSCÓPICOS DE LOS IMPLANTES

Las reducciones medias en el grosor de las paredes del implante después de la implantoplastia se resumen en la tabla 10. En todos los grupos, el procedimiento se asoció a una reducción significativa del grosor ($P < 0.05$; prueba t para muestras independientes) en T_0 , $T_{2.5}$ y T_5 . La magnitud del cambio fue similar en todos los diseños implantoprotésicos y en cada punto de referencia ($P \geq 0.05$; ANOVA de un factor).

Tabla 10. Grosor medio de las paredes del implante en las muestras de los grupos implantoplastia y control en cada punto de referencia (n = 48).

Punto de referencia	Control	Implantoplastia	DM (IC95%)	Prueba t independiente <i>P</i>	ANOVA <i>P</i>
	Media (DE)	Media (DE)			
T_{0 mm}					
HE	934.38 (45.95)	800.83 (51.25)	133.54 (81.35 a 185.73)	< 0.001*	0.687
HI	593.75 (96.30)	472.92 (66.33)	120.83 (32.17 a 209.50)	0.011*	
CC	438.96 (29.24)	329.79 (48.57)	109.17 (66.18 a 152.16)	< 0.001*	
T_{2.5 mm}					
HE	891.46 (50.08)	779.38 (57.04)	112.08 (54.52 a 169.65)	0.001*	0.090
HI	558.33 (32.97)	404.58 (35.06)	153.75 (117.25 a 190.25)	< 0.001*	
CC	644.17 (36.59)	508.75 (17.01)	135.42 (104.62 a 166.02)	< 0.001*	
T_{5 mm}					
HE	943.13 (44.22)	809.58 (55.02)	133.54 (80.02 a 187.07)	< 0.001*	0.625
HI	867.08 (32.24)	760.63 (48.31)	106.46 (61.42 a 150.50)	< 0.001*	
CC	1000.63 (75.84)	870.83 (32.64)	129.79 (67.18 a 192.40)	0.001*	

*Diferencia estadísticamente significativa

DM: Diferencia de medias (Control - Implantoplastia)

HE: conexión hexagonal externa; HI: conexión hexagonal interna; CC: conexión cónica

Se observó una correlación positiva entre el grosor de la pared del implante y la F_{max} en T_0 ($r = 0.55$; $n = 48$; $P < 0.001$), $T_{2.5}$ ($r = 0.75$; $n = 48$; $P < 0.001$) y T_5 ($r = 0.61$; $n = 48$; $P < 0.001$) (Figura 14). No se reportaron perforaciones de las paredes del implante.

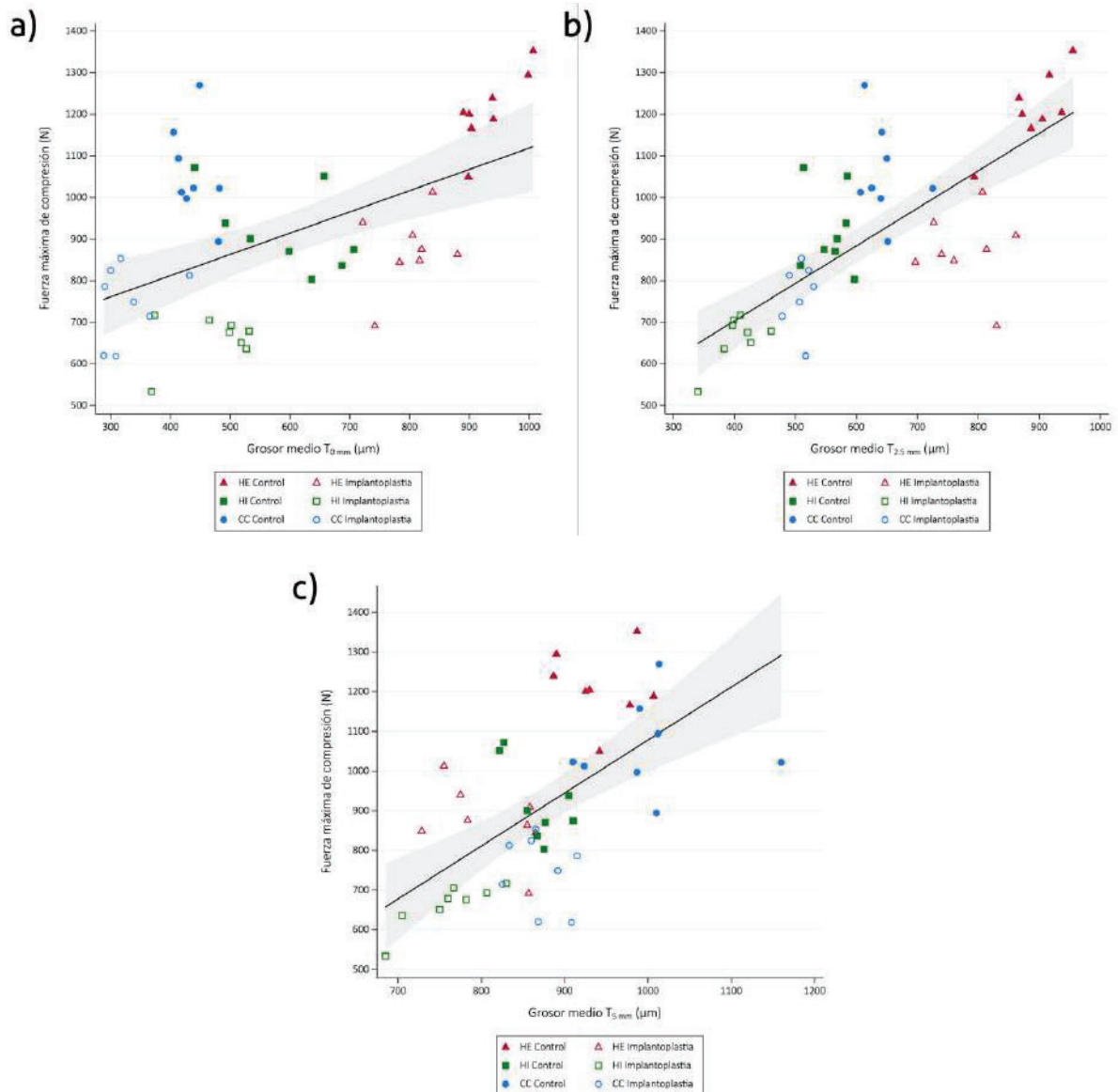


Figura 14. Diagramas de dispersión con IC95% que muestran la correlación entre el grosor de las paredes del implante y la resistencia a la fractura. a) Coronal (T_0); b) Medio ($T_{2.5}$); c) Apical (T_5).

HE: Conexión hexagonal externa; HI: Conexión hexagonal interna; CC: Conexión cónica.

ENSAYO DE CARGA ESTÁTICA

Los ensayos de compresión revelaron que la implantoplastia produjo una reducción significativa de la resistencia a la fractura ($F(1, 42)=130.31, P < 0.001$) (Figura 15). De forma más concreta, la conexión externa experimentó una disminución relativa de F_{max} del 27.96%, la hexagonal interna, del 28.00% y la cónica, del 29.41% (Tabla 11).

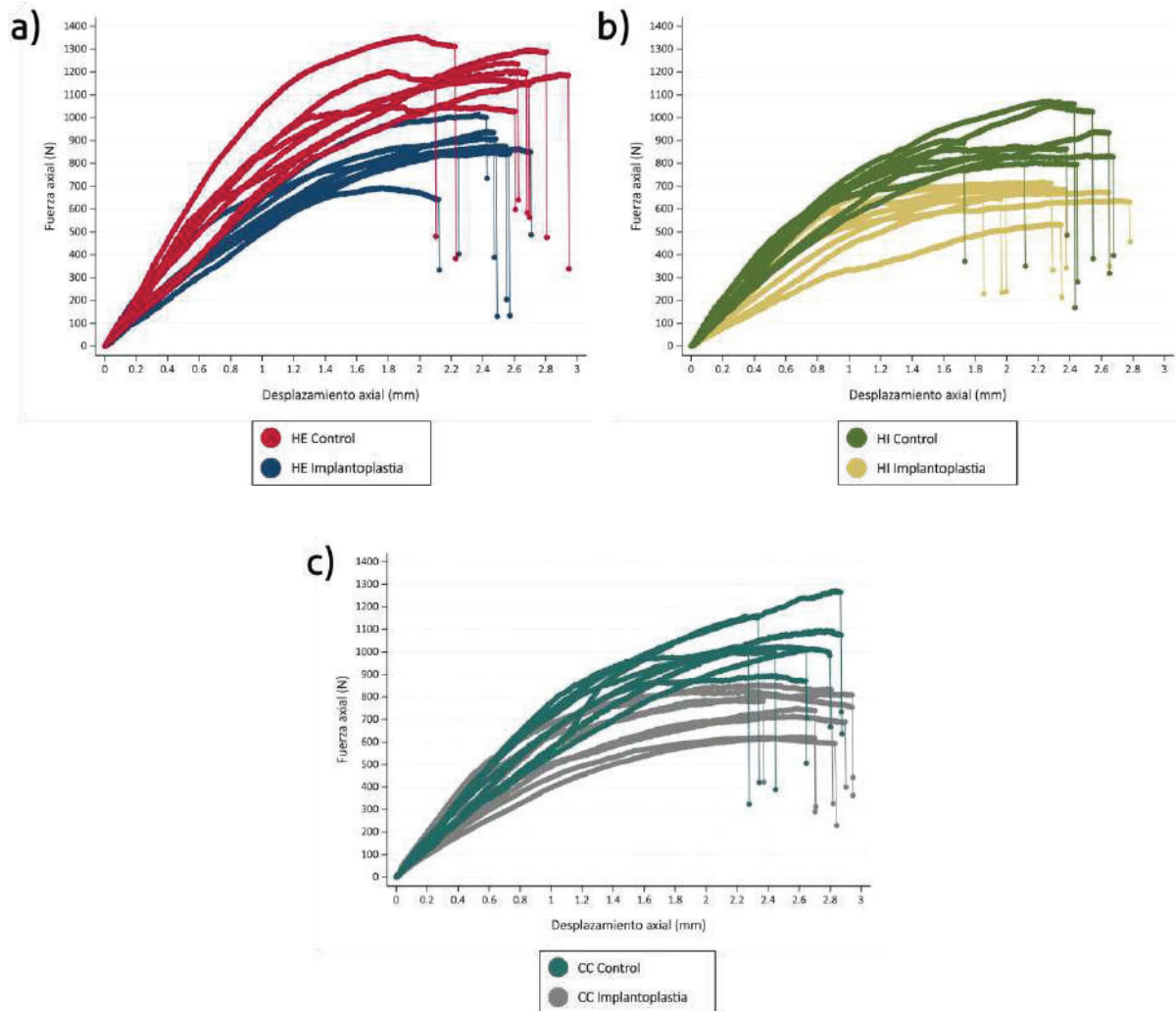


Figura 15. Curvas de carga-desplazamiento de las muestras de los grupos implantoplastia y control. a) Conexión hexagonal externa; b) Conexión hexagonal interna; c) Conexión cónica.

HE: Conexión hexagonal externa; HI: Conexión hexagonal interna; CC: Conexión cónica.

Tabla 11. Resistencia a la fractura media (N·cm) de las 3 conexiones implantoprotésicas en las muestras de los grupos implantoplastia y control.

Conexión	Control	Implantoplastia	DM (IC95%)	P
	Media (DE)	Media (DE)		
HE	1211.90 (89.85)	873.11 (92.37)	338.79 (246.19 a 431.39)	< 0.001*
HI	918.41 (97.19)	661.29 (58.03)	257.12 (164.52 a 349.73)	< 0.001*
CC	1058.67 (114.05)	747.32 (90.05)	311.35 (218.74 a 403.95)	< 0.001*

*Diferencia estadísticamente significativa

DM: Diferencia de medias (Control - Implantoplastia)

HE: conexión hexagonal externa; HI: conexión interna plana; CC: conexión cónica

La F_{max} también se vio condicionada por el tipo de conexión implantoprotésica ($F(2, 42) = 30.43$, $P < 0.001$). Tanto en las muestras control como las sometidas a implantoplastia, los implantes de conexión externa fueron más resistentes que los de conexión hexagonal interna [($MD_{control} = 293.49$ N; $IC95\%_{control} = 182.00$ a 404.97 ; $t(42)_{control} = 6.40$; $P_{control} < 0.001$) ($MD_{IP} = 211.82$ N; $IC95\%_{IP} = 100.34$ a 323.30 ; $t(42)_{IP} = 4.62$; $P_{IP} < 0.001$)] y que los de conexión cónica [($MD_{control} = 153.23$ N; $IC95\%_{control} = 41.75$ a 264.71 ; $t(42)_{control} = 3.34$; $P_{control} = 0.005$) ($MD_{IP} = 125.79$ N; $IC95\%_{IP} = 33.18$ a 218.39 ; $t(42)_{IP} = 2.74$; $P_{IP} = 0.024$)]. Entre los especímenes del grupo control, los implantes de conexión cónica soportaron fuerzas de compresión significativamente más elevadas que los de conexión hexagonal interna ($DM = 140.26$ N; $IC95\% = 28.74$ a 251.74 ; $t(42) = 3.06$; $P = 0.012$) (Tabla 12). Sin embargo, los resultados de los implantes de conexiones cónica y hexagonal interna fueron similares después de la implantoplastia (Tabla 12).

El efecto de la interacción entre el diseño implantoprotésico y el procedimiento no fue significativo ($F(2, 42) = 0.82$, $P = 0.447$).

Tabla 12. Diferencias en la resistencia a fractura media (N·cm) de las muestras del grupo implantoplastia y control para las 3 conexiones implantoprotésicas.

Grupo	CON1	CON2	DM (IC95%)	P
Control		HI	293.49 (182.00 a 404.97)	< 0.001*
	HE		-----	
		CC	153.23 (41.75 a 264.71)	0.005*
	CC	HI	140.26 (28.74 a 251.74)	0.011*
Implantoplastia		HI	211.82 (100.34 a 323.30)	< 0.001*
	HE		-----	
		CC	125.79 (14.30 a 237.27)	0.024*
	CC	HI	86.03 (-25.45 a 197.51)	0.159

*Diferencia estadísticamente significativa

DM: Diferencia de medias (Con1 - Con2)

Con1 y Con2: Pareja de conexiones implantoprotésicas comparadas: HE con HI y CC, CC con HI

HE: conexión hexagonal externa; HI: conexión hexagonal interna; CC: conexión cónica

EVALUACIÓN DE LA SUPERFICIE Y ANÁLISIS FRACTOGRÁFICO

El análisis de SEM de los implantes control mostró un acabado superficial de buena calidad, libre de fisuras y/o defectos del proceso de mecanizado. La superficie era de rugosidad moderada como resultado de combinar técnicas de arenado y oxidación anódica (Figura 16 A, C y D).

Las muestras del grupo implantoplastia revelaron una superficie lisa, libre de surcos. Se identificaron partículas de titanio en las áreas de interés. También se encontraron restos de carburo de sílice en alguno de los especímenes (Figura 16 B, E y F-H).

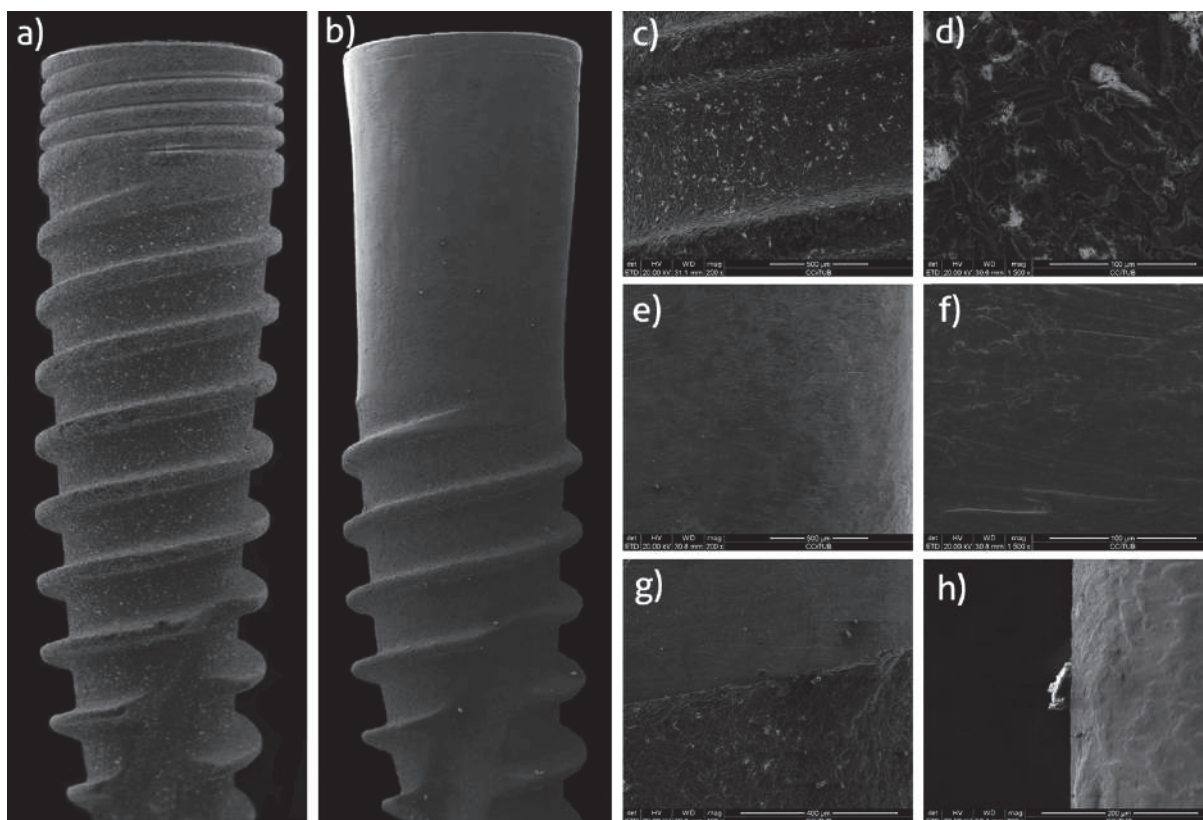


Figura 16. Análisis de la superficie mediante microscopía electrónica de barrido. a) Muestra del grupo control; b) Muestra del grupo implantoplastia; c y d) Detalle de la superficie de un implante control a 200 × y 1500 ×; e y f) Detalle de la superficie pulida de un implante del grupo implantoplastia a 200 × y 1500 ×; g) Magnificación a 200 × de la interfase entre la porción pulida y tratada de un implante del grupo implantoplastia; h) Detalle a 800 × de un resto de carburo de silíce localizado en el área pulida de un implante del grupo implantoplastia.

Se identificaron dos patrones de fractura: 1) perpendicular al eje longitudinal del implante, con fractura de la plataforma o cuerpo del implante (Figura 17 B, C y D); y 2) a través de la conexión implantoprotésica con fractura del tornillo protésico (Figura 17 A, E y F).

En total, 20 muestras control (83.3%) se fracturaron a través del tornillo protésico, mientras que 16 especímenes del grupo implantoplastia (66.7%) lo hicieron a nivel del implante ($\chi^2(1) = 12.34$; $P < 0.001$). Adicionalmente, en el lado opuesto a la aplicación de fuerza, el 89.6% de los casos ($n = 43$) mostraron deformación plástica en el borde de la plataforma.

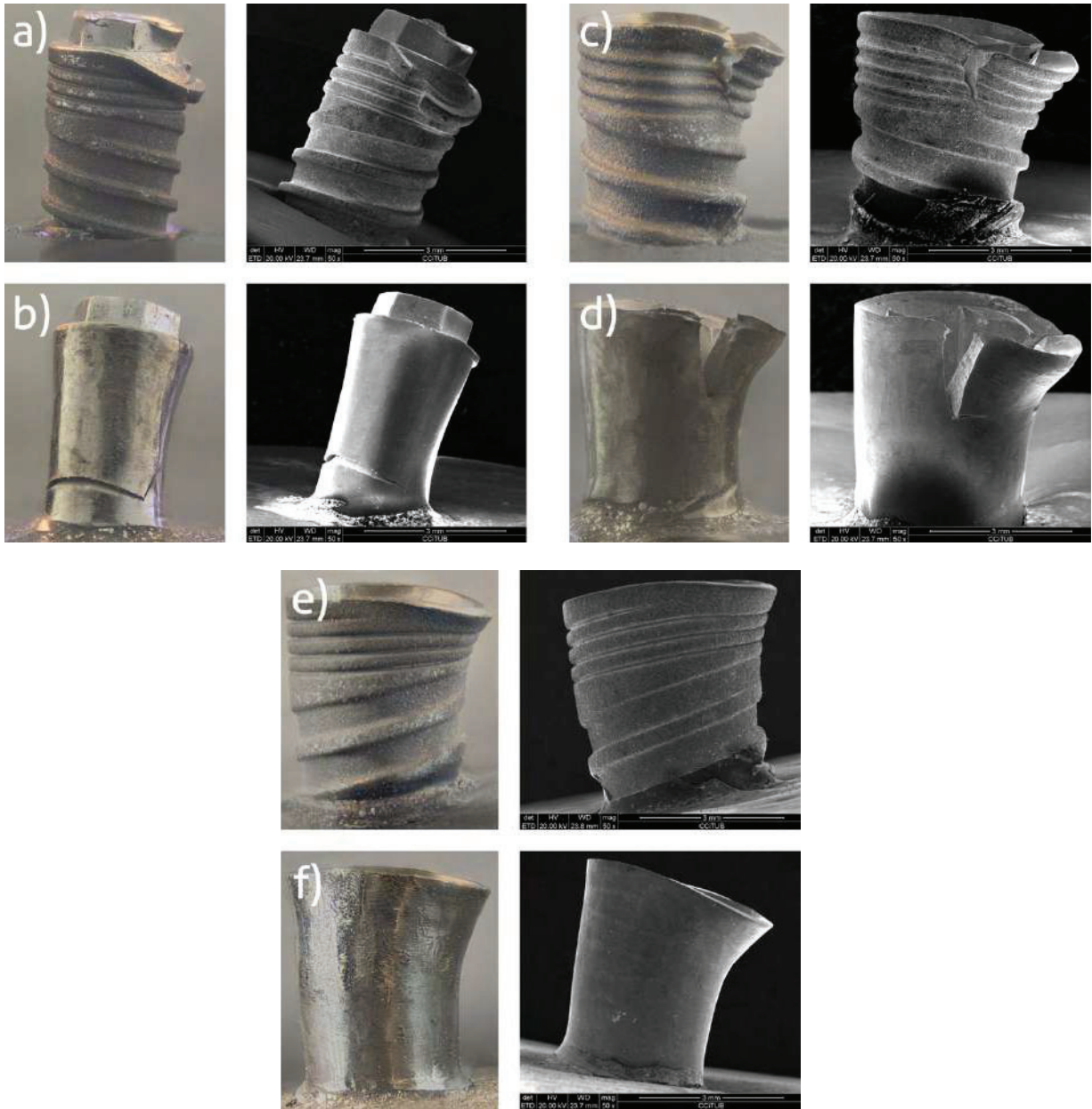


Figura 17. Análisis fractográfico mediante inspección ocular y microscopía electrónica de barrido. a) Implante control de conexión hexagonal externa fracturado a nivel de la conexión implantoprotésica; b) Implante test de conexión hexagonal externa fracturado a nivel del cuerpo; c y d) Implante test y control de conexión hexagonal interna fracturados a nivel cervical; e y f) Implante test y control de conexión cónica fracturados a nivel cervical a nivel de la conexión implantoprotésica.

El examen de las fracturas a través de SEM demostró que aparecían en el punto donde el grosor de la sección transversal de las espiras y del cuerpo del implante era mínimo. Fueron fracturas dúctiles con deformación plástica.

La tabla 13 describe el patrón de fractura registrado por cada tipo de diseño implantoprotésico.

Tabla 13. Análisis fractográfico según el tipo de conexión implantoprotésica (n = 48).

Conexión	n (%)
Hexagonal externa	
Control	8 (100%) deformación plataforma + fractura tornillo protésico
Implantoplastia	3 (37.5%) deformación plataforma + fractura tornillo protésico 5 (62.5%) fractura cuerpo del implante
Hexagonal interna	
Control	4 (50%) deformación plataforma + fractura cervical + doblado cuerpo y aditamento 4 (50%) deformación plataforma + fractura tornillo protésico
Implantoplastia	8 (100%) deformación plataforma + fractura cervical + doblado cuerpo y aditamento
Cónica	
Control	8 (100%) deformación plataforma + fractura tornillo protésico
Implantoplastia	4 (50%) deformación plataforma + fractura cervical + doblado cuerpo y aditamento 4 (50%) deformación plataforma + fractura tornillo protésico

Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs

Octavi Camps-Font ¹, Albert González-Barnadas ¹, Javier Mir-Mari ², Rui Figueiredo ³, Cosme Gay-Escoda ^{3,4},
Eduard Valmaseda-Castellón ³

1 DDS, MS, Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain

2 DDS, MS, PhD, Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain

3 MD, DDS, MS, PhD, EBOS, OMF, Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona, Barcelona, Spain

4 Oral Surgery and Implantology, Faculty of Medicine, Efhre International University, Belize City, Belize

Correspondence:

Faculty of Medicine and Health Sciences
University of Barcelona, Campus de Bellvitge
Faculty of Medicine and Health Sciences, Surgery and Oral Implantology
C/ Feixa Llarga, s/n; Pavelló Govern, 2da planta
08907 L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona, Spain
rui@ruihf.com

Received: 27/01/2020
Accepted: 04/06/2020

Camps-Font O, González-Barnadas A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E. Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2020 Sep 1;25 (5):e691-9.

Article Number: 23700 <http://www.medicinaoral.com/>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689316 - pISSN 1698-4447 - eISSN 1698-6940
eMail: med@medicinaoral.com
Indexed in:
Science Citation Index Expanded
Journal Citation Reports
Index Medicus, MEDLINE, PubMed
Scopus, Embase and Excerpta
Index Médico Español

Abstract

Background: To assess the effect of implantoplasty and implant-abutment design on the fracture resistance and macroscopic morphology of narrow-diameter (3.5 mm) dental implants.

Material and Methods: Screw-shaped titanium dental implants (n = 48) were studied in vitro. Three groups (n = 16) were established, based on implant-abutment connection type: external hexagon, internal hexagon and conical. Eight implants from each group were subjected to an implantoplasty procedure; the remaining 8 implants served as controls. Implant wall thickness was recorded. All samples were subjected to a static strength test.

Results: The mean wall thickness reductions varied between 106.46 and 153.75 µm. The mean fracture strengths for the control and test groups were, respectively, 1211.90±89.95 N and 873.11±92.37 N in the external hexagon implants; 918.41±97.19 N and 661.29±58.03 N in the internal hexagon implants; and 1058.67±114.05 N and 747.32±90.05 N in the conical connection implants. Implant wall thickness and fracture resistance ($P < 0.001$) showed a positive correlation. Fracture strength was influenced by both implantoplasty ($P < 0.001$) and connection type ($P < 0.001$).

Conclusions: Implantoplasty in diameter-reduced implants decreases implant wall thickness and fracture resistance, and varies depending on the implant-abutment connection. Internal hexagon and conical connection implants seem to be more prone to fracture after implantoplasty.

Key words: Dental implants, narrow diameter, implant connection, peri-implantitis, implantoplasty, fracture strength.

Introduction

Over recent decades, oral rehabilitation with dental implants has shown highly satisfactory results regarding restoration of the patient's function and esthetics, with predictable and safe long-term results (1,2). However, both short- and long-term complications may arise (3). In particular, peri-implantitis is becoming a more common condition, reaching a frequency close to 20% when determined at the patient level (4). Peri-implantitis is defined as a chronic inflammatory disease of an infectious nature characterized by peri-implant soft tissue inflammation in combination with radiographic bone loss (5). The main risk indicators associated with peri-implantitis are a history of chronic periodontitis, smoking, poor plaque control, and no regular maintenance care after implant therapy (6,7).

Different protocols have been suggested in the treatment of peri-implantitis. As non-surgical procedures alone appear to be insufficient to resolve these lesions, additional surgical treatment by means of open flap debridement combined with augmentative and/or resective approaches seems to be necessary (8).

Implantoplasty (IP) has been proposed as a procedure to smoothen and polish endosseous implant parts passing the bony envelope (9). The purpose of IP is firstly to remove the infected layer of titanium and secondly to produce a less plaque-retentive surface by reducing its roughness (10). Several case series and clinical trials have demonstrated a beneficial effect of IP when it is included as part of a resective surgical approach (11,12) or a combined resective and regenerative strategy (13-15). Nevertheless, IP reduces the implant diameter and the thickness of the implant wall and, together with the bone loss from peri-implantitis, may increase the risk of fixture fracture (16-18).

Both the diameter and type of implant-abutment connection design determine the thickness of the implant wall. Accordingly, the impact of IP on the mechanical properties could be greater in implants with a thinner wall. An in vitro study comparing standard (3.75 mm) and wide diameter implants (4.7 mm) concluded that IP reduced the strength of standard implants, but no changes occurred in wide fixtures (19). Similarly, Gehrke *et al.* (20) compared three different implant connections and found that the resistance to loading of 4 mm diameter implants decreased significantly after IP but varied among the three implant-abutment designs, the Morse tapered fixtures being the most resistant. However, none of these studies were conducted under the most unfavorable conditions (i.e. ≤ 3.5 mm diameter implants with a bone loss equivalent to 50% of their length). Therefore, the aim of the present study was to assess whether IP and implant-abutment design influence the fracture resistance of narrow-diameter, screw-shaped, rough-surfaced titanium dental implants in conjunction

with a horizontal peri-implant defect corresponding to half of their length. The secondary objectives were to time the IP procedure and to assess the morphological changes that occurred in the treated areas.

Material and Methods

An in vitro study was conducted using 48 tapered titanium grade 5 dental implants with similar macroscopic and microscopic designs (Biomimetic Ocean[®], Avinent[®] Implant System, Santpedor, Spain). Three different implant-abutment connection designs were used for a total of 16 fixtures in each group: external hexagonal connection (EC), internal hexagonal connection (IC) and conical connection (CC). The platform and body diameters of the implants were 3.5 mm and the total body length was 10 mm. The implant threads were V-shaped and measured 0.08 and 0.28 mm in depth at the neck and body of the fixture, respectively.

The surface was moderately rough as a result of the sandblasting, acid-etching and anodizing techniques.

Using a computer generated random sequence, 8 implants per group received IP on the coronal half, and the remaining 8 served as controls in the fracture resistance tests.

- Cast preparation

All the implants were embedded and placed in exactly the same position in 3x1.7 cm epoxy resin casts (EA 3471 A and B Loctite[®], Henkel AG & Company, Düsseldorf, Germany) with a Young's modulus of elasticity (≥ 3 GPa), in such a way that 5 mm of rough surface was exposed. This simulated a horizontal supracrestal peri-implant defect of 5 mm (50% of the total implant length), which is 2 mm more than the International Standardization Organization (ISO) guidelines.

- IP procedure

A cover screw was inserted to protect the implant's connection from titanium debris. IP was performed manually by an experienced clinician (O.C-F.) using a handheld high-speed handpiece (GENTLEsilence LUX 8000B, KaVo[®] Dental GmbH, Biberach an der Riß, Germany) with abundant water cooling, under 2.8x magnification loupes with a LED light (Galilean HD and Focus[™] LED 6000k, ExamVision ApS, Samsø, Denmark), and with adequate illumination in an environment similar to the dental setting. The pressure applied and number of strokes were not standardized to increase the external validity of the study. The operator's other hand held and turned the cast.

The simplified 3-bur protocol described by Costa-Berenguer *et al.* (21) was followed. After removing the threads of the coronal half of the implants using an oval-shaped tungsten carbide bur (H379.314.023 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany), the surface was sequentially polished with two silicon carbide polishers (9618.314.030 and 9608.314.030 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany) until the operator

felt that the exposed threads and structured areas were adequately smoothed. An external examiner (A.G-B.) registered the time employed with each bur. A new set of burs was used for each implant. Finally, the cover screw was removed.

- Macroscopic changes in implants

Periapical radiographs of all the implants were taken with a standardized long-cone paralleling technique. The digital images were used to assess the average thickness of the left and right implant walls at the implant shoulder (T0) and at 2.5 mm (T2.5) and 5 mm (T5) in an apical direction. The IP group measurements were subtracted from those of their control analogues to obtain the wall thinning calculation for each point. The six measurements were then repeated after turning the implant 120° and 240°, leading to a total of 18 measurements for each implant. This procedure was performed by the same trained examiner (A.G-B.) using ImageJ™ software (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA). To test intraexaminer agreement and consistency, the assessment of 15 randomly selected radiographs (90 measurements) was repeated after 2 weeks. The intraclass correlation coefficients (ICC) were 0.97 (95% confidence interval (95%CI) 0.94 to 0.99; $p < 0.001$) and 0.98 (95%CI 0.96 to 0.99); $P < 0.001$, showing excellent reliability and consistency.

- Static strength test

All the implants ($n = 48$) were subjected to a static compressive force. The tests were performed according to the specifications of the ISO 14801:2016 guideline, except for the defect size.

Identical metal hemispherical load abutments ($n = 48$) were digitally designed, milled and placed on each implant. After applying a 32 N·Cm torque, prosthetic screws (Avinent® Implant System, Santpedor, Spain) were used to retain the load abutments.

All the tests were performed at a constant speed of 1 mm/min with a MTS Bionix 370 Load Frame universal servo-hydraulic mechanical testing machine (MTS®, Eden Prairie, USA), applying a compression force to the implants with a MTS Load Cell 661.19H-03 of 15kN capacity. All the samples were held with the same device, a manufactured stainless-steel clamping jaw that allowed compression forces to be applied at a constant angle of 30° from the vertical axis. The tests were controlled with TestStar II® software (MTS®, Eden Prairie, USA), which recorded real-time data from the 48 samples. The maximum compression force (F_{max}) was measured as the maximum force reached until the sample fractured or exhibited a significant amount of plastic deformation and a load drop before implant fracture.

- Surface evaluation and fractographic analysis

All samples were assessed by scanning electron microscopy (SEM; Quanta-200, Field Electron and Ion Company, Hillsboro, USA) to determine their surface quality

semi-quantitatively, as well as the presence of impurities, fractures, deformation, scuffing, cracks, or fissures. Images of the fractured components were also taken.

- Statistical analysis

The sample size calculation was based on results reported by Gehrke *et al.* (20) Considering F_{max} as the primary outcome measure, the expected mean reductions in fracture resistance after IP were 286 N, 333.7 N and 180.5 N in the EC, IC and CC groups, respectively, with a common standard deviation of 100 N. Under these assumptions, 8 implants per group were required (two-way analysis of variance (ANOVA), $\alpha = 0.05$ and $1-\beta = 0.80$).

The implant characteristics were presented as absolute and relative frequencies for categorical outcomes. Normality of scale variables (F_{max} and implant wall thickness) were explored through Shapiro-Wilk's test and visual analysis of the P-P and box plots. Where normality was rejected, the interquartile range (IQR) and median were calculated. Where the distribution was compatible with normality, the mean and standard deviation (SD) were used.

To analyze the effect of the procedure (IP or control), implant-abutment design (EC, IC or CC) and the interaction between these two variables on F_{max} , a two-way ANOVA was performed. Fulfillment of the assumptions was ensured through tests of normality and homogeneity of variances (i.e. Shapiro-Wilk's and Levene's tests, respectively). For each procedure and implant-abutment design, pairwise comparisons between groups were performed.

An unpaired *t* test was used to identify differences in implant wall thickness between the control and IP groups at every reference point. Differences in thickness between the implant-abutment designs at each of the 3 reference points were assessed by means of a one-way ANOVA. For each area of interest, Pearson correlation coefficients were computed to quantify the correlation between the implant wall thickness and F_{max} .

The association of categorical variables was assessed with either Pearson's χ^2 test or Fisher's exact test.

The statistical analysis was carried out with Stata14 (StataCorp®, College Station, TX, USA). The level of significance was set at $P < 0.05$, using Tukey's correction for multiplicity of contrasts.

Results

All samples were treated without registering any deviation from the protocol.

- Treatment time

The mean time used with the carbide burs was 5 min 32 s (SD = 35 s), and the two silicon carbide polishers were employed for mean times of 2 min 41 s (SD = 20 s) and 2 min 25 s (SD = 26 s), respectively. The total IP mean time per implant was 10 min 37 s (SD = 55 s).

- Macroscopic changes to implants

The mean reductions in implant wall thickness after IP are summarized in Table 1. In all groups, the procedure was associated with a statistically significant reduction in thickness ($P \leq 0.05$; unpaired t test) at T0-5. The amount of change was similar in all the implant-abutment designs at each reference point (all $P > 0.05$; one-way ANOVA). There was a positive correlation between implant wall thickness and F_{max} at T0 ($r = 0.55$; $n = 48$; $P < 0.001$),

T2.5 ($r = 0.75$; $n = 48$; $P < 0.001$) and T5 ($r = 0.61$; $n = 48$; $P < 0.001$) (Fig. 1).

Perforations of the implant wall were not observed.

- Static strength test

Compression tests revealed that IP produced a significant reduction in fracture resistance ($F[1, 42]=130.31$, $P < 0.001$). Specifically, the EC, IC and CC groups experienced a F_{max} decrease of 27.96%, 28.00% and 29.41%, respectively (Table 2).

Table 1: Mean implant wall thickness (μm) in IP and control samples at each reference point ($n=48$).

Reference point	Control		IP		MD (95%CI)	Paired t-test P-value	ANOVA P-value
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)			
T0 mm							
EC	934.38 (45.95)	800.83 (51.25)	133.54 (81.35 to 185.73)	<0.001*	0.687		
IC	593.75 (96.30)	472.92 (66.33)	120.83 (32.17 to 209.50)	0.011*			
CC	438.96 (29.24)	329.79 (48.57)	109.17 (66.18 to 152.16)	<0.001*			
T2.5 mm							
EC	891.46 (50.08)	779.38 (57.04)	112.08 (54.52 to 169.65)	0.001*	0.090		
IC	558.33 (32.97)	404.58 (35.06)	153.75 (117.25 to 190.25)	<0.001*			
CC	644.17 (36.59)	508.75 (17.01)	135.42 (104.62 to 166.02)	<0.001*			
T5 mm							
EC	943.13 (44.22)	809.58 (55.02)	133.54 (80.02 to 187.07)	<0.001*	0.625		
IC	867.08 (32.24)	760.63 (48.31)	106.46 (61.42 to 150.50)	<0.001*			
CC	1000.63 (75.84)	870.83 (32.64)	129.79 (67.18 to 192.40)	0.001*			

*Statistically significant difference; IP: implantoplasty; MD: Mean difference (Control - IP); EC: external connection; IC: internal connection; CC: conical connection.

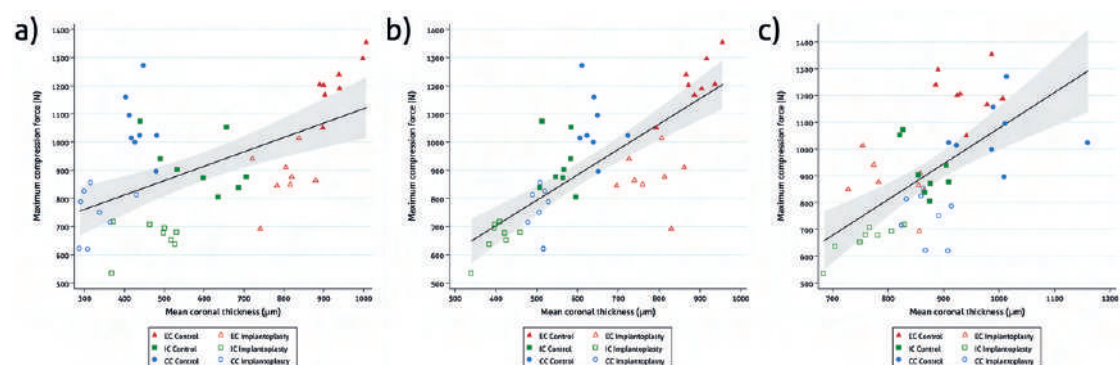


Fig. 1: Scattergrams with a 95%CI showing the correlation between coronal (a), middle (b) and apical (c) implant wall thickness and fracture resistance.

Table 2: Mean fracture strength (N) of the three implant-abutment designs in IP and control samples.

Connection	Control		IP		MD (95%CI)	P-value
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)		
EC	1211.90 (89.85)	873.11 (92.37)	338.79 (246.19 to 431.39)	<0.001*		
IC	918.41 (97.19)	661.29 (58.03)	257.12 (164.52 to 349.73)	<0.001*		
CC	1058.67 (114.05)	747.32 (90.05)	311.35 (218.74 to 403.95)	<0.001*		

*Statistically significant difference; IP: implantoplasty; MD: Mean difference (Control - IP); EC: external connection; IC: internal connection; CC: conical connection.

F_{max} was also influenced by the implant connection design ($F[2, 42] = 30.43, P < 0.001$). In both the control and IP samples, the EC implants were more resistant than the IC [($MD_{control} = 293.49$ N; $95\%CI_{control} = 182.00$ to 404.97 ; $t[42]_{control} = 6.40$; $P_{control} < 0.001$) ($MD_{IP} = 211.82$ N; $95\%CI_{IP} = 100.34$ to 323.30 ; $t[42]_{IP} = 4.62$; $P_{IP} < 0.001$)] and CC [($MD_{control} = 153.23$ N; $95\%CI_{control} = 41.75$ to 264.71 ; $t[42]_{control} = 3.34$; $P_{control} = 0.005$) ($MD_{IP} = 125.79$ N; $95\%CI_{IP} = 33.18$ to 218.39 ; $t[42]_{IP} = 2.74$; $P_{IP} = 0.024$)] fixtures. Among the control samples, the CC implants withstood significantly higher compression forces than the IC ones ($MD = 140.26$ N; $95\%CI = 28.74$ to 251.74 ; $t[42] = 3.06$; $P = 0.012$) (Table 3). However, the results for both CC and IC implants were similar after IP (Table 3).

The effect of interaction between implant-abutment design and procedure was not significant ($F[2, 42] = 0.82, P = 0.447$).

- Surface evaluation and fractographic analysis

SEM analysis of the control implants showed a good quality surface finish, free of fissures, and/or defects from the machining process. The surface was moder-

ately rough as a result of the sandblasting, acid-etching and anodizing techniques (Fig. 2).

IP samples showed a smooth surface, free of grooves. Titanium shavings were identified in the areas of interest. Silicon debris was also found in some of the samples (Fig. 2). Two fracture patterns were identified: 1) perpendicular to the longitudinal axis of the implant, with fracture of the implant platform or body (Fig. 3), and 2) through the implant-abutment connection with fracture of the abutment screw (Fig. 3).

Overall, 20 control specimens (83.3%) fractured through the abutment screw, while 16 IP samples (66.7%) fractured through the implant ($\chi^2[1] = 12.34; P < 0.001$). Deformation at the edge of the implant platform on the opposite side to the application of force was observed in 89.6% (n = 43) of cases.

SEM analysis of the implant fractures showed that the breakage was located where the threads and the implant body had the lowest cross-sectional thickness. These were ductile fractures with plastic deformation.

The fracture pattern recorded for each implant connection design is described in Table 4.

Table 3: Differences in mean fracture strength (N) of the IP and control samples for the three implant-abutment connections.

Group	Con1	Con2	MD (95%CI)	P-value
Control	EC	IC	293.49 (182.00 to 404.97)	<0.000*
		CC	153.23 (41.75 to 264.71)	0.005*
	CC	IC	140.26 (28.74 to 251.74)	0.011*
IP	EC	IC	211.82 (100.34 to 323.30)	<0.001*
		CC	125.79 (14.30 to 237.27)	0.024*
	CC	IC	86.03 (-25.45 to 197.51)	0.159

*Statistically significant difference; IP: implantoplasty; MD: Mean difference (Con1 - Con2); Con1 and Con2: Implant-abutment connection pairs compared: EC with IC and CC, CC with IC; EC: external connection; IC: internal connection; CC: conical connection.

Table 4: Fractographic analysis by implant abutment-design (n=48).

Connection	n (%)
EC	
Control	8 (100%) platform deformation + abutment screw fracture
IP	3 (37.5%) platform deformation + abutment screw fracture 5 (62.5%) implant body rupture
IC	
Control	4 (50%) platform deformation + cervical rupture + implant body and abutment folding 4 (50%) platform deformation + abutment screw fracture
IP	8 (100%) platform deformation + cervical rupture + implant body and abutment folding
CC	
Control	8 (100%) platform deformation + abutment screw fracture
IP	4 (50%) platform deformation + cervical rupture + implant body and abutment folding 4 (50%) platform deformation + abutment screw fracture

IP: implantoplasty; EC: external connection; IC: internal connection; CC: conical connection.

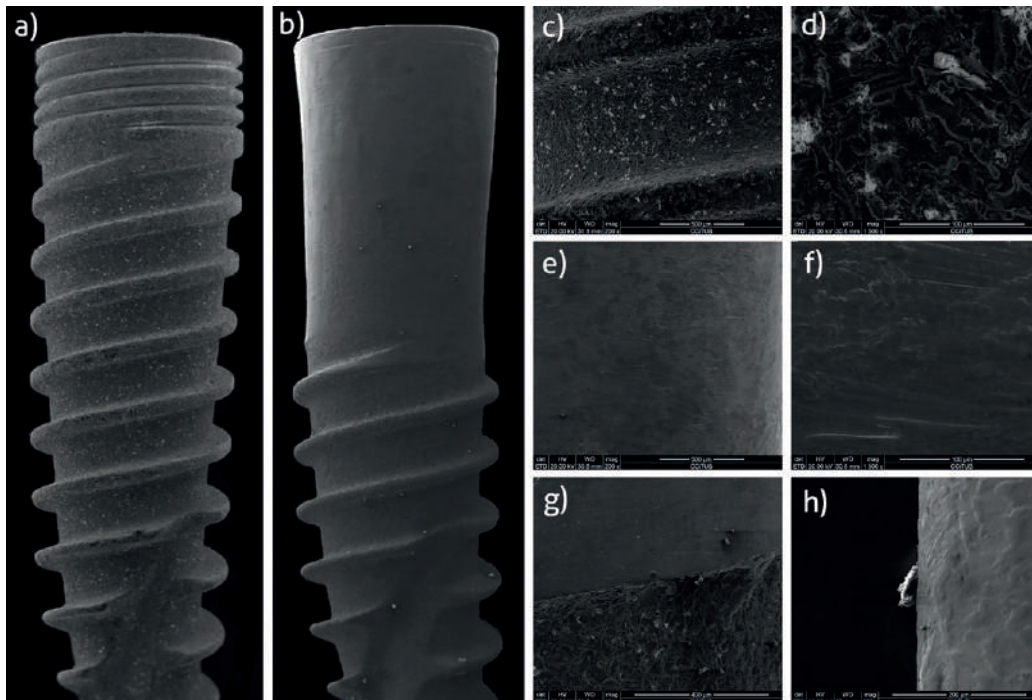


Fig. 2: Scanning electron microscopy (SEM) macrographs of a control (a) and a test (b) implant. Detail of a control implant surface at 200 × (c) and 1500 × (d) magnification with SEM. Detail of a test implant polished surface without any debris at 200 × (e) and 1500 × (f) magnification with SEM. Detail at 200 × magnification of the interface between the polished and untreated portion of a test implant (g). Detail at 800 × magnification of silicon debris found on the polished area of a test implant (h).

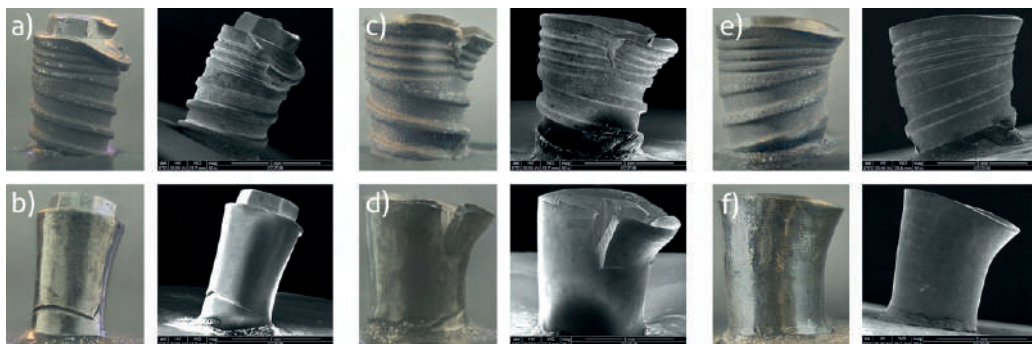


Fig. 3: (a) Control EC implant fractured at the implant-abutment connection; (b) Test EC implant fractured through the body; (c, d) Control and test IC implants fractured in the cervical area; (e, f) Control and test CC implants fractured at the implant-abutment connection.

Discussion

The present in vitro study aimed to describe and analyze the influence of a specific IP protocol on the fracture resistance and wall thickness of narrow-diameter implants in three implant-abutment designs. Marginal bone loss associated with peri-implantitis usually extends to the level corresponding to the end of the internal chamber of the abutment screw, where resistance to bending is diminished

(18,22,23). Gehrke *et al.* (17) reported average reductions in strength of 37.2% and 53.8% when the level of cervical insertion was located 3 mm and 5 mm below the implant shoulder, respectively. Consequently, the samples in the present study were manufactured to simulate a horizontal peri-implant defect of 5 mm (50% of the total implant length) in order to recreate a common but mechanically unfavorable situation (18).

Although a recent investigation using EC standard-diameter implants concluded that IP does not seem to decrease the fracture strength (21), others have revealed a weakening of the fixture when IP is performed (18-20). The latter is in accordance with the present observations, where IP produced an almost 30% decrease in fracture resistance ($F[1, 42] = 130.31, P < 0.001$) (Table 2). This weakening also implied a change in the fracture pattern, since, while 20 of the 24 control specimens (83.33%) fractured through the abutment screw, the rupture site of the majority of the test samples ($n = 16; 66.67\%$) was in the platform or body ($\chi^2[1] = 12.34; P < 0.001$). This suggests that a certain implant wall thickness is required in order to resist bending forces (19).

Fracture resistance was also influenced by implant abutment-design ($F[2, 42] = 30.43, P < 0.001$) (Table 3). Basically, it was observed that in both the control and the IP samples, the EC implants were the least prone to fractures whereas the IC implants were the most susceptible to rupture. Conversely, Gehrke *et al.* (20) found that Morse tapered fixtures presented significantly greater resistance than EC and IC ones. Differences in the IP protocol applied (mechanical lathe machine vs. manual simplified 3-bur protocol), and the implant dimensions used (4x11 mm vs. 3.5x10 mm), as well as the macroscopic design of the fixtures, may explain these conflicting results. Hence, future studies should be performed with implant designs and IP protocols differing from the aforementioned in order to generalize the present results. In addition, considering that masticatory forces are cyclic, dynamic fatigue tests should be carried out to predict how long the implants will function properly.

In accordance with ISO 14801:2016, the smallest diameter implant was used in order to simulate the most unfavorable clinical scenario. In this context, to the best of the authors' knowledge, the present report is the first that assesses the effect of IP on narrow-diameter implants. Previous *in vitro* studies and finite element analyses have illustrated that stress values affecting the crestal cortical bone are reciprocal to the dental implant diameter, thus resulting in disadvantageous stress peaks at the implant-bone interface and a higher risk of fatigue fracture (24). The average maximum bite force for adults in the posterior regions is 847 N for men and 597 N for women (25). In the present study, the fracture strengths after static loading of the control specimens were above these thresholds (Table 2). However, when IP was performed, all three groups showed F_{max} values close to those masticatory forces (Table 2). Accordingly, the clinician should be cautious when applying this procedure to narrow-diameter implants, especially those with an internal connection, at least until human studies shed some light on this topic.

Generally, implant strength is derived from the thickness of the implant wall (19,26,27), which, in turn, is determined by the implant-abutment connection design. For this reason, we decided not to use the thickness of the implant wall as a possible confounding factor due to the existence of collinearity between the two variables and the difficulty of measuring the actual reduction of the implant wall clinically. The present results agree with previous publications, since a statistically significant positive correlation with implant wall thickness was found at each of the reference points assessed (Fig. 1). It should be noted that the walls of the IC and CC implants at T0 and T2.5 were almost half the width of the walls of the EC implants (Table 1). As a result, the EC implants had significantly higher F_{max} values than the IC and CC implants in both the control and the IP samples. Indeed, the mean F_{max} values obtained in the EC group after IP were similar to those observed in the control IC implants. In addition, the thickness of the wall was also related to the fracture pattern, since implant rupture occurred in the portion where the wall was thinnest.

As any *in vitro* study, a possible limitation of the present report is that IP was performed under ideal conditions. In an environment closer to a real clinical situation, the results could differ from those obtained in this study. Another potential drawback is related to the fact that IP was performed manually. This leads to a lack of standardization of important variables like pressure and number of times that the burs were applied to the implant surface (21). On the other hand, this procedure is more similar to a real clinical scenario, and therefore increases the external validity of the study.

The simplified 3-bur IP protocol employing an average of 11 min (SD = 1) was able to produce a minimal implant diameter reduction, restricted to the threads and without affecting the internal diameter of the specimens. These outcomes were not influenced by the implant connection design (Table 1). In this context, it must be emphasized that a potential drawback of the present study was the lack of further analyses to evaluate the surface roughness of the smoothed implants. However, a recent report employing the same IP protocol has shown a mean Sa value of 0.1 μm (SD = 0.02), which is significantly lower than the 0.76 μm (SD = 0.08) of the untreated controls (24). Similarly, Ramel *et al.* (10) obtained an effective smoothing of the surface through an IP procedure combining 3 diamond burs and 2 silicone polishers which took 21 minutes (SD = 4) per implant. Nevertheless, the method they applied resulted in an average Ra value of 0.32 μm (SD = 0.14), which is higher than the Ra threshold (< 0.2 μm) beyond which bacterial adhesion cannot be further reduced (28-30). Future research should determine the most efficient, effective and safest IP procedure.

Conclusions

Implantoplasty in diameter-reduced implants produces a decrease in fracture resistance in all the narrow-diameter titanium dental implant groups tested. The implant-abutment connection design influences the resistance of the fixture. Clinicians should be aware that implantoplasty might increase the risk of fracture, especially in narrow-diameter internal connection implants (CC and IC).

References

- Albrektsson T, Donos N, Working Group I. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:63-5.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:119-30.
- Derks J, Tomasi C. Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology. *J Clin Periodontol.* 2015;42:S158-71.
- Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2017;62:1-12.
- Sanz M, Chapple IL. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. *J Clin Periodontol.* 2012;39:202-6.
- Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol.* 2008;35:292-304.
- Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol.* 2018;89:S267-90.
- Figueró E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M. Management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 2014;66:255-73.
- Schwarz F, John G, Becker J. The influence of implantoplasty on the diameter, chemical surface composition, and biocompatibility of titanium implants. *Clin Oral Investig.* 2017;21:2355-61.
- Ramel CF, Lüssi A, Özcan M, Jung RE, Hämmerle CH, Thoma DS. Surface roughness of dental implants and treatment time using six different implantoplasty procedures. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27:776-81.
- Romeo E, Ghisolfi M, Murgolo N, Chiapasco M, Lops D, Vogel G. Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. *Clin Oral Implants Res.* 2004;16:9-18.
- Romeo E, Lops D, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part II: radiographic outcome. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:179-87.
- Matarasso S, Iorio-Siciliano V, Aglietta M, Andreuccetti G, Salvi GE. Clinical and radiographic outcomes of a combined resective and regenerative approach in the treatment of peri-implantitis: a prospective case series. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:761-7.
- Schwarz F, Sahn N, Becker J. Combined surgical therapy of advanced peri-implantitis lesions with concomitant soft tissue volume augmentation. A case series. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:132-6.
- Schwarz F, John G, Becker J. Reentry after combined surgical resective and regenerative therapy of advanced peri-implantitis: a retrospective analysis of five cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015;35:647-53.
- Gealh WC, Mazzo V, Barbi F, Camarini ET. Osseointegrated Implant Fracture: Causes and Treatment. *J Oral Implantol.* 2011;37:499-503.
- Gehrke SA, Souza dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2014;18:715-20.

- Tribst JPM, Dal Piva AMO, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Braz Oral Res.* 2017;31:e96.
- Chan HL, Oh WS, Ong HS, Fu JH, Steigmann M, Sierralta M, *et al.* Impact of implantoplasty on strength of the implant-abutment complex. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:1530-5.
- Gehrke S, Junior J, Dedavid B, Shibli J. Analysis of implant strength after implantoplasty in three implant-abutment connection designs: An In Vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:e65-70.
- Costa-Berenguer X, García-García M, Sánchez-Torres A, Sanz-Alonso M, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Effect of implantoplasty on fracture resistance and surface roughness of standard diameter dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:46-54.
- Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326-34.
- Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-García A, Gomez S. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15:e504-8.
- Klein MO, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:43-54.
- Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci.* 1993;101:171-5.
- Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:172-7.
- Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Failure analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:178-84.
- Bürgers R, Gerlach T, Hahnel S, Schwarz F, Handel G, Gosau M. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:156-64.
- Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:169-78.
- Elter C, Heuer W, Demling A, Hannig M, Heidenblut T, Bach FW, *et al.* Supra- and subgingival biofilm formation on implant abutments with different surface characteristics. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:327-34.

Acknowledgements

The authors wish to thank Mary Georgina Hardinge (English language editing of the manuscript) and Anton Galigrov (Compression tests. Industrial engineer at Avinent® Implant System, Santpedor, Spain).

Funding

The present research was conducted by the Dental and Maxillofacial Pathology and Therapeutics research group at the IDIBELL Institute (L'Hospitalet de Llobregat, Spain) and funded by a postgraduate research grant from the Faculty of Dentistry of the University of Barcelona (4560€). The titanium implants were kindly provided by the Avinent® Implant System, Santpedor, Spain.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest regarding this particular study. The authors would like to declare the following interests outside the work presented:

- Dr. Octavi Camps-Font has participated as a sub-investigator in clinical trials sponsored by Mundipharma (Cambridge, UK) and Menarini Recherche (Florence, Italy).
- Dr. Albert González-Barnadas has participated as a sub-investigator in a clinical trial sponsored by Mundipharma (Cambridge, UK).
- Dr. Rui Figueiredo reports grants, personal fees and non-financial support from MozoGrau (Valladolid, Spain), personal fees from

BioHorizons Ibérica (Madrid, Spain), Inibsa Dental (Lliça de Vall, Spain), Dentsply implants Iberia (Barcelona, Spain) and ADIN Implants (Afula, Israel) outside the submitted work. Dr. Figueiredo has also participated as a principal investigator in a randomized clinical trial sponsored by Mundipharma (Cambridge, UK) and in another clinical trial as a sub-investigator for Menarini Recherche (Florence, Italy).

Dr. Cosme Gay-Escoda has participated as a principal investigator in several randomized clinical trials sponsored by Mundipharma (Cambridge, UK) and Menarini Recherche (Florence, Italy).

Dr. Eduard Valmaseda-Castellón reports personal fees and non-financial support from MozoGrau (Valladolid, Spain), personal fees from BioHorizons Ibérica (Madrid, Spain), Inibsa Dental (Lliça de Vall, Spain) and Dentsply implants Iberia (Barcelona, Spain) outside the submitted work. In addition, Dr. Valmaseda-Castellón has also participated as a sub-investigator in a randomized clinical trial sponsored by Mundipharma (Cambridge, UK).

Ethics

For this type of study (in vitro setting), ethical approval is not required.

Authors contributions

Octavi Camps-Font: Conception and design of the study; acquisition, analysis and interpretation of the data; drafting of the article; approval of the final version of the manuscript and agreement to be accountable for all aspects of the work.

Albert González-Barnadas: Conception of the study; acquisition of the data; drafting of the article; approval of the final version of the manuscript and agreement to be accountable for all aspects of the work.

Javier Mir-Mari: Conception and design of the study; interpretation of the data; drafting of the article, approval of the final version of the manuscript and agreement to be accountable for all aspects of the work

Rui Figueiredo: Conception and design of the study; interpretation of the data; drafting of the article; approval of the final version of the manuscript and agreement to be accountable for all aspects of the work.

Cosme Gay-Escoda: Design of the study; interpretation of the data; critical revision of the manuscript, approval of the final version of the manuscript and agreement to be accountable for all aspects of the work.

Eduard Valmaseda-Castellón: Design of the study; analysis and interpretation of the data; critical revision of the manuscript; approval of the final version of the manuscript and agreement to be accountable for all aspects of the work.

6.3. ESTUDIO III (RESULTADOS NO PUBLICADOS)

Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fatiga y rugosidad superficial de implantes dentales de diámetro estrecho. Un estudio *in vitro*.

- Autores: Camps-Font O, Toledano-Serrabona J, Juiz-Camps A, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E.
 - Título: Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fatiga y rugosidad superficial de implantes dentales de diámetro estrecho. Un estudio *in vitro*.
 - Revista: -
 - Factor de impacto: -
 - Posición JCR: -
 - Referencia completa: -
 - DOI: -
-

Fecha de envío: -

Fecha de aceptación: -

Fecha de publicación: -

OBJETIVOS

Determinar el efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fatiga de implantes dentales de titanio con forma de tornillo, conexión hexagonal interna, diámetro estrecho, y superficie de rugosidad moderada, en combinación con un defecto peri-implantario horizontal equivalente a la mitad de su longitud. Los objetivos secundarios fueron analizar y valorar los cambios en la rugosidad superficial que ocurrieron en las áreas tratadas.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó un estudio *in vitro* usando 20 implantes dentales cónicos de titanio grado V (90% Titanio – 6% Aluminio – 4% Vanadio) de conexión hexagonal interna (Biomimetic Ocean IC®, Avinent® Implant System, Santpedor, España). El diámetro de la plataforma y cuello de los implantes era de 3.5 mm, con una longitud total del cuerpo de 10 mm. Las espiras eran en forma de V y tenían una profundidad 0.08 y 0.28 mm a nivel del cuello y cuerpo del dispositivo, respectivamente. La microtopografía, obtenida al combinar técnicas de arenado y oxidación anódica, era de rugosidad moderada.

A partir de una secuencia aleatoria generada con ordenador, a diez implantes se les efectuó el alisado y pulido de las espiras de la mitad coronal, y los diez restantes sirvieron como controles en los ensayos de carga dinámica (Figura 18).

PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS

El proceso de confección de las muestras fue idéntico al descrito en el estudio I. En resumen, todos los implantes fueron fijados exactamente en la misma posición en moldes estandarizados de resina epoxi con un módulo de elasticidad de Young ≥ 3 Gpa (EA 3471 A y B Loctite®, Henkel AG & Company, Düsseldorf, Alemania), de modo que 5 mm de la porción intraósea quedaran fuera de la probeta (Figura 10 A-F). En consecuencia, se simuló un defecto peri-implantario supracrestal horizontal de 5 mm (*i. e.*, 50% de la longitud total del implante), 2 mm mayor que el establecido por la norma internacional ISO 14801:2016 (388).

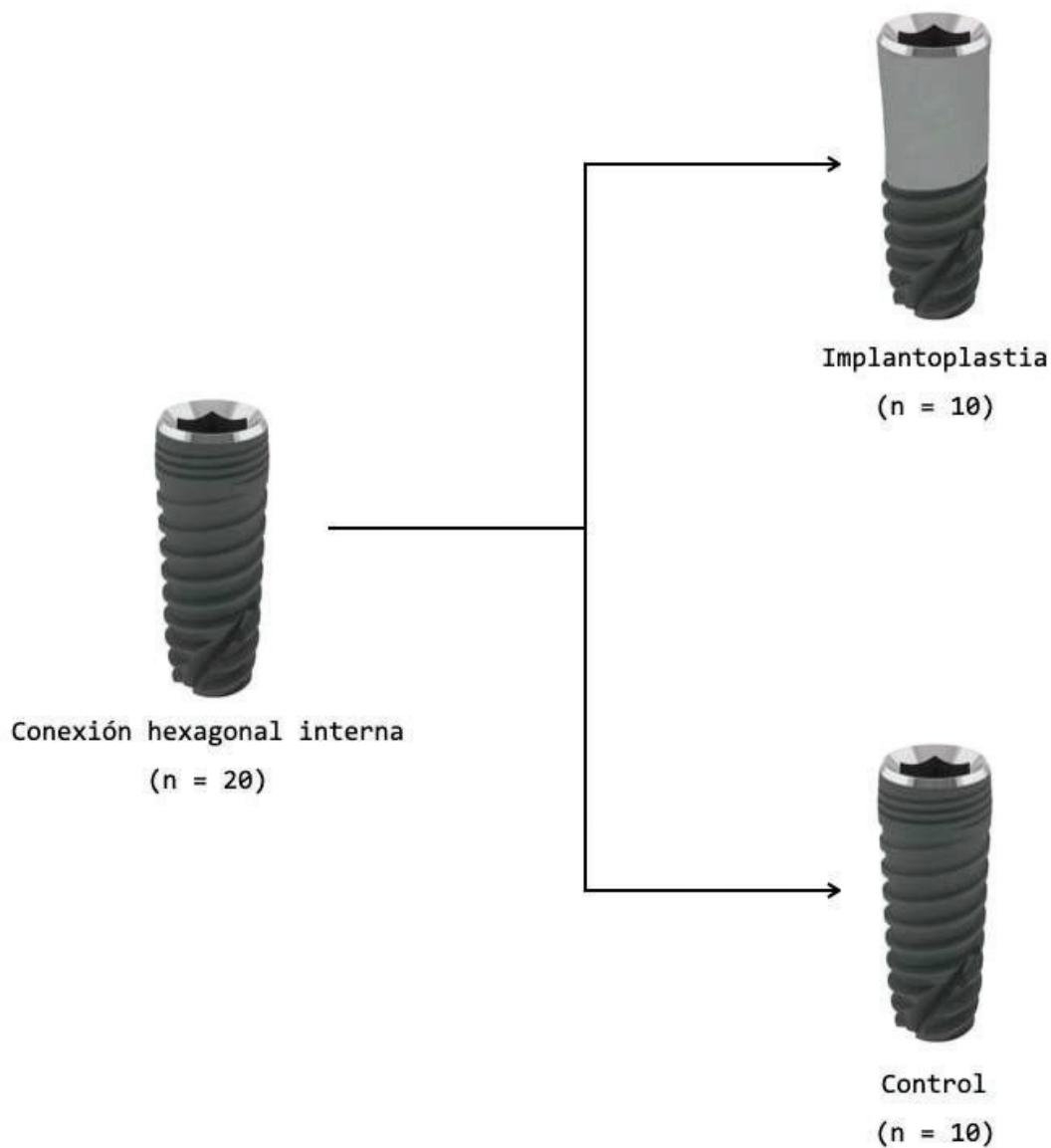


Figura 18. Diseño del estudio III.

PROCEDIMIENTO DE IMPLANTOPLASTIA

La implantoplastia fue realizada manualmente por un único operador experimentado (O.C-F.), usando una turbina con abundante refrigeración (GENTLESilence LUX 8000B, KaVo® Dental GmbH, Biberach an der Riß, Alemania), empleando lupas de magnificación de 2.8 aumentos con luz LED (Galilean HD and Focus™ LED 6000k, ExamVision ApS, Samsø, Dinamarca), y con una iluminación del entorno adecuada y similar a la de un consultorio dental. A fin de aumentar la validez externa del estudio, no se estandarizó la presión ejercida ni el número de veces que se pasó cada fresa. De forma simultánea, la mano contraria del operador sujetaba y giraba la probeta.

El protocolo simplificado de tres fresas empleado ha sido descrito con detalle en el estudio I (296). De forma muy breve, la secuencia de tratamiento fue: 1) colocación de un tapón de cierre para proteger la conexión del implante; 2) eliminación de las espiras de la porción expuesta con una fresa ovalada de carburo de tungsteno (H379.314.023 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) a 40,000 rpm; 3) pulido fino de la superficie con fresa de carburo de silicio marrón (9608.314.030 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) a 5,000 rpm; 4) abrillantado de la superficie con fresa de carburo de silicio verde (9618.314.030 Komet, GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) a 5,000 rpm; y 5) retirada del tornillo de cierre una vez el operador percibiera que la superficie resultante era la adecuada (Figura 11). Se utilizó un juego nuevo de fresas para cada implante.

ANÁLISIS DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL

Todos los implantes ($n = 20$) fueron explorados con microscopía óptica confocal (Leica® DCM 3D, Leica Microsystems AG, Wetzlar, Alemania) a una magnificación de 20x (Figura 19). Se analizaron tres áreas de interés de $600 \times 450 \mu\text{m}$: inmediatamente por debajo de la superficie pulida de la plataforma (T_0) y a 2.5 mm ($T_{2.5}$) y 5 mm (T_5) en dirección apical. Las imágenes fueron procesadas con el software LeicaMap® (Leica Microsystems AG, Wetzlar, Alemania).

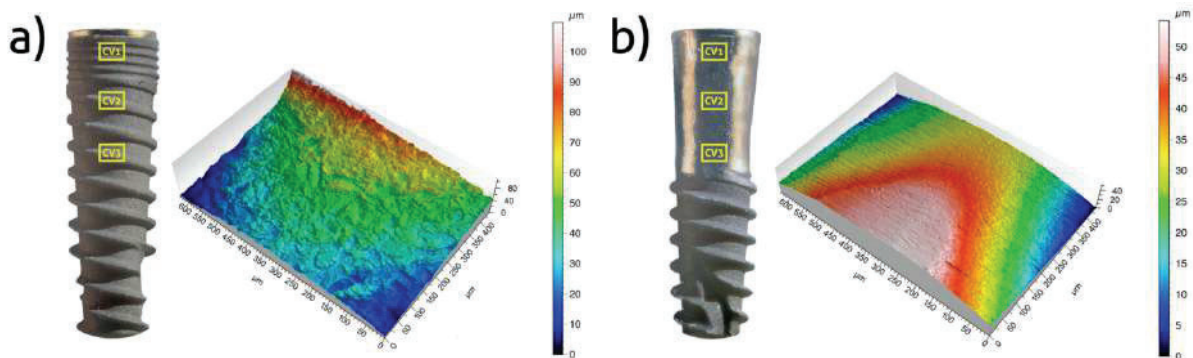


Figura 19. Análisis de la rugosidad superficial mediante microscopía confocal. A) Muestra del grupo control; B) Muestra del grupo implantoplastia.

CV: Área de interés

La textura de la superficie de cada área de interés se definió utilizando los siguientes parámetros tridimensionales normalizados: S_a (altura media aritmética), S_z (altura máxima de la superficie), S_{sk} (asimetría) y S_{dr} (relación de área interfacial desarrollada). La forma se eliminó previamente y se aplicó un filtro gaussiano de 30 μm para rugosidad y ondulación. Únicamente se evaluaron los parámetros de rugosidad.

ENSAYO DE FATIGA

A excepción del tamaño del defecto (*i. e.*, 5 mm en lugar de 3 ± 0.5 mm), los ensayos de fatiga fueron realizados de acuerdo con las especificaciones de la norma internacional ISO 14801:2016 (388).

Se diseñaron y fresaron 20 elementos hemisféricos de carga idénticos. Una vez obtenidos, estos fueron colocados en el implante correspondiente y retenidos con tornillos protésicos (Avinent® Implant System, Santpedor, España) aplicados a un torque de 32 N·cm.

Los ensayos fueron efectuados en medio seco a temperatura ambiente utilizando la máquina servo hidráulica MTS Bionix 370 Load Frame (MTS®, Eden Prairie, EE. UU) con la celda de carga MTS Load Cell 661.19H-03 de 15 kN de capacidad. Todas las muestras se fijaron en una mordaza de sujeción de acero inoxidable, de tal manera que el eje longitudinal del implante formara un ángulo de 30° con respecto a la dirección de las fuerzas de carga aplicadas (Figura 20). Cada dispositivo recibió un máximo de $5 \cdot 10^6$ ciclos de una carga uniaxial, perpendicular a la superficie de la cúpula del elemento hemisférico, que oscilaba entre un valor nominal máximo y el 10% de este valor ($R = 0.1$). A fin de minimizar las vibraciones de la máquina de ensayos, la frecuencia de carga sinusoidal fue de 15 Hz. Los ensayos se controlaron con el software TestStar II® (MTS®, Eden Prairie, EE. UU.) que, a su vez, permitió registrar los datos a tiempo real.

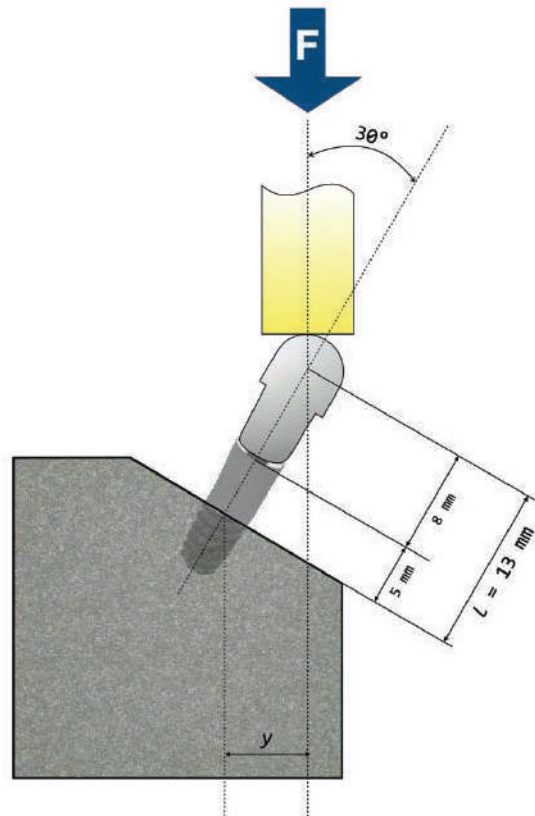


Figura 20. Esquema de la instalación de ensayo.

Los ensayos se realizaron aplicando un mínimo de cuatro series de carga, siendo el primero de ellos el equivalente al 80% de la fuerza máxima de compresión ($F_{\max C}$ y $F_{\max IP}$) obtenida en un ensayo estático del estudio I (*i. e.*, 735 N para las muestras del grupo control y 529 N para las del grupo implantoplastia). En cada nivel de carga se evaluaron dos muestras, considerándose $5 \cdot 10^6$ ciclos como criterio de vida infinita. Si antes de alcanzar el número de ciclos especificado se producía el fallo de al menos una de las muestras, el procedimiento se volvía a iniciar sobre otras nuevas muestras aplicando una carga menor a la inicial (20% si $\geq 60\% F_{\max}$ y 10% si $< 60\% F_{\max}$). Cuando dos especímenes consecutivos lograron soportar los $5 \cdot 10^6$ ciclos de un determinado nivel de carga sin fallo, se efectuó una prueba adicional con una tercera muestra. En caso de que esta última tampoco fallara (*i. e.*, tres muestras consecutivas sin fallo), ese punto fue considerado el límite de fatiga a partir del cual el implante podría resistir un número infinito de ciclos de carga. De alcanzarse el límite de fatiga en menos de cuatro series de carga, se establecieron niveles adicionales (uno, dos o tres) aplicando una carga un 5% superior a la anterior (Figura 21). Se registró el número de ciclos y el estado (*i. e.*, intacto o *fallado*) de cada espécimen testado. El fallo se definió como el momento en que se alcanzó el límite elástico del

material, la deformación permanente, el aflojamiento del conjunto del implante o la fractura de cualquier componente.

Adicionalmente, para la carga soportada máxima, se calculó el momento de flexión máximo (M) a través de la siguiente fórmula:

$$M = l \cdot \sin 30^\circ \cdot F$$

Siendo l la distancia (cm) desde el centro del elemento de carga hemisférico hasta el plano de sujeción y F la carga (N) soportada máxima

Los resultados de los ensayos de aplicación de carga dinámica fueron representados a través de un diagrama de ciclos de carga (*i. e.*, curva S-N o curva de Wöhler), un gráfico que resume el número de ciclos de carga soportados por cada muestra (sobre una escala logarítmica) y la carga máxima correspondiente (sobre una escala lineal).

ANÁLISIS FRACTOGRÁFICO

Todas las muestras falladas fueron evaluadas mediante examen visual e inspección microscópica con SEM (Quanta-200, Field Electron and Ion Company, Hillsboro, EE. UU.) para describir el patrón y proceso de fallo, respectivamente.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para las variables categóricas, las características del implante se presentaron como frecuencias absolutas y relativas. La normalidad de las variables de escala (*i. e.*, parámetros de rugosidad) se exploró mediante la prueba de Shapiro-Wilk y a través del análisis visual de los gráficos P-P y de caja. Cuando se rechazó el supuesto de normalidad, se calculó el IQR y la mediana. Por el contrario, cuando la distribución era compatible con la normalidad, se utilizaron la media y la DE.

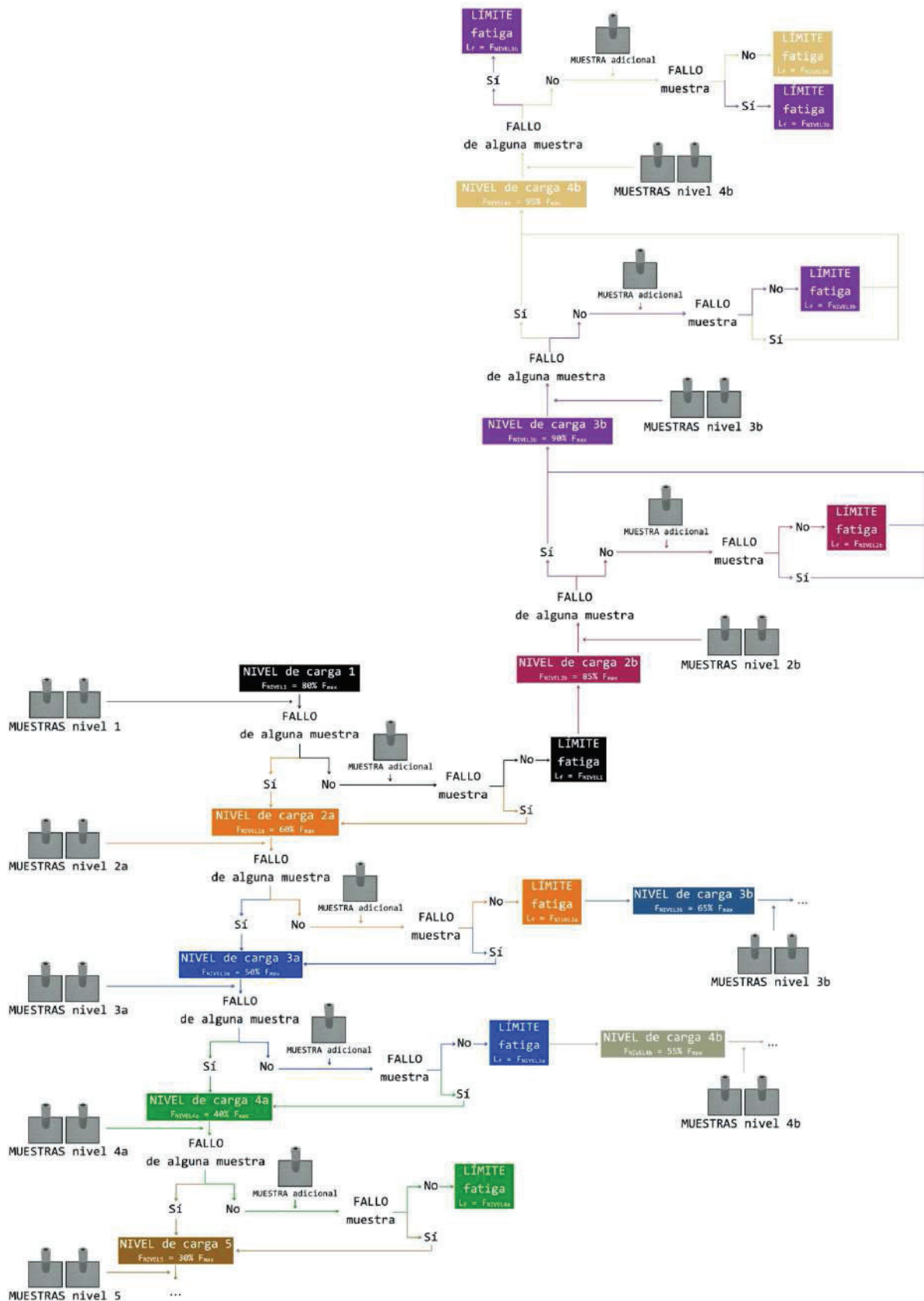


Figura 21. Diagrama de flujo de los ensayos de fatiga efectuados de acuerdo con la norma internacional ISO 14801:2016. Nótese que por cada nivel de carga se ensayaron 2 o 3 muestras para cada una de al menos 4 cargas. F_{max} : Fuerza máxima de compresión; L_f : Límite de fatiga.

Para estimar el efecto de la implantoplastia sobre los distintos parámetros de rugosidad se emplearon pruebas t para muestras independientes o, en caso de no cumplirse el supuesto de normalidad, la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney.

El análisis estadístico se llevó a cabo con el software Stata14 (StataCorp®, College Station, TX, EE. UU.). El nivel de significación se estableció en $P < 0.05$.

RESULTADOS

Todas las muestras fueron tratadas sin registrar ninguna desviación del protocolo.

ANÁLISIS DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL

Las medianas de los valores S_a de las superficies tratadas y controles fueron $0.49 \mu\text{m}$ (IQR = 0.16) y $1.76 \mu\text{m}$ (IQR = 0.11), respectivamente. Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ($P < 0.001$). Asimismo, la tabla 14 muestra el resumen de los parámetros S_z , S_{sk} y S_{dr} .

ENSAYO DE FATIGA

Se utilizaron un total de 19 implantes: 10 pertenecientes al grupo implantoplastia y los nueve restantes al control (Tabla 15). Tres muestras sometidas a implantoplastia resistieron sin daño aparente y de forma consecutiva los $5 \cdot 10^6$ ciclos del nivel de carga inicial, el cual era equivalente al 80% de F_{maxIP} (*i. e.*, 529 N). Por el contrario, el límite de fatiga para el grupo control fue de 551 N (*i. e.*, 60% de F_{maxC}) (Tabla 15).

Considerando que la distancia entre el plano de incrustación y el centro del elemento de carga hemisférico fue de 1.3 cm, los momentos máximos de flexión fueron:

$$M_{IP} = 1.3 \text{ cm} \cdot \sin 30^\circ \cdot 529 \text{ N} = 343.85 \text{ N} \cdot \text{cm}$$

$$M_C = 1.3 \text{ cm} \cdot \sin 30^\circ \cdot 551 \text{ N} = 358.15 \text{ N} \cdot \text{cm}$$

Tabla 14. Valores del análisis de rugosidad superficial de las muestras de los grupos control e implantoplastia.

Muestra	S _a (μm)		S _z (μm)		S _{sk}		S _{dr} (%)	
	Control	Implantoplastia	Control	Implantoplastia	Control	Implantoplastia	Control	Implantoplastia
1	1.88	0.47	20.86	13.34	0.29	-1.02	18.95	2.62
2	1.84	0.49	19.60	6.20	-0.04	-0.46	18.97	2.57
3	1.82	0.58	30.64	7.66	0.31	-0.86	18.73	2.61
4	1.78	0.44	23.84	7.32	-0.03	-0.78	18.93	2.42
5	1.73	0.65	21.11	15.76	-0.07	-0.70	17.67	5.01
6	1.87	0.50	33.41	10.47	0.64	-0.99	20.96	3.45
7	1.72	0.33	20.15	5.04	-0.05	-1.39	16.29	1.19
8	1.71	0.73	19.21	8.72	0.05	-0.14	16.69	3.84
9	1.74	0.61	19.78	9.09	-0.14	-0.71	16.35	2.95
10	1.72	0.34	27.92	6.31	0.05	0.18	16.89	2.75
Mediana	1.76	0.49	20.98	8.19	0.01	-0.74	18.20	2.67
IQR	0.11	0.16	8.14	4.16	0.34	0.53	2.26	0.87
P-valor	< 0.001*		< 0.001*		0.001*		< 0.001*	

IQR: Rango intercuartílico

* Asociación significativa ($P < 0.05$; Prueba U de Mann-Whitney)

Tabla 15. Resultados del ensayo de carga dinámica de las muestras de los grupos control e implantoplastia.

% F _{max} total	Carga máxima (N)	Número ciclos soportados	Fallo	
			Localización	Descripción
Grupo implantoplastia (n = 10)				
95%	628	5,000,000	Ausencia de fallo	
95%	628	5,000,000	Ausencia de fallo	
95%	628	102,360	Cuerpo del implante	Fractura
90%	595	279,251	Cuerpo del implante	Fractura
90%	595	5,000,000	Ausencia de fallo	
85%	562	318,799	Cuerpo del implante	Fractura
85%	562	5,000,000	Ausencia de fallo	
80%	529	5,000,000	Ausencia de fallo	
80%	529	5,000,000	Ausencia de fallo	
80%	529	5,000,000	Ausencia de fallo	
Grupo control (n = 9)				
80%	735	36,364	Cuerpo del implante	Fractura
80%	735	66,690	Cuerpo del implante	Fractura
70%	643	38,830	Cuerpo del implante	Fractura
70%	643	68,519	Cuerpo del implante	Fractura
65%	597	112,841	Cuerpo del implante	Fractura
65%	597	85,644	Cuerpo del implante	Fractura
60%	551	5,000,000	Ausencia de fallo	
60%	551	5,000,000	Ausencia de fallo	
60%	551	5,000,000	Ausencia de fallo	

F_{max}: Fuerza máxima de compresión

En la curva S-N obtenida para los implantes del grupo control (Figura 22), se pudieron identificar 2 regiones distintas: 1) la región de vida finita se encontró por encima de 551 N (*i. e.*, el 60% de $F_{\max C}$); y 2) el rango de vida infinito que comenzó por debajo de ese umbral. De forma análoga, en el diagrama de ciclos de carga obtenido para las muestras experimentales (Figura 22) se determinó: 1) una región de transición por encima de 529 N (*i. e.*, el 80% de $F_{\max IP}$); y 2) un rango de vida infinito que comenzó por debajo de ese umbral.

ANÁLISIS FRACTOGRÁFICO

Todas las muestras con fallo presentaron un patrón de fractura perpendicular al eje longitudinal del implante, en una región del cuerpo del dispositivo cercana al plano de incrustación (Tabla 15). Dicha zona corresponde a uno de los puntos donde el grosor de la sección transversal es menor, debido a la presencia del orificio interno en el que se enrosca el tornillo del pilar protésico.

El análisis micrográfico de la superficie de fractura de las muestras reveló el típico mecanismo de rotura intergranular de naturaleza frágil (*i. e.*, descohesión de los granos cristalinos con una superficie mate de grano totalmente lisa y sin evidencias de deformación plástica). En todos los casos, las fracturas debutaron en la región del cuerpo del implante, con fractura subsiguiente del tornillo del pilar protésico. Más concretamente, el punto de inicio de fractura se localizó en la cara del implante sometida a esfuerzos continuados y oscilantes, lo que produjo la acumulación de daño y el fallo por rotura, al sobrepasar la resistencia mecánica del material a fatiga (Figura 23).

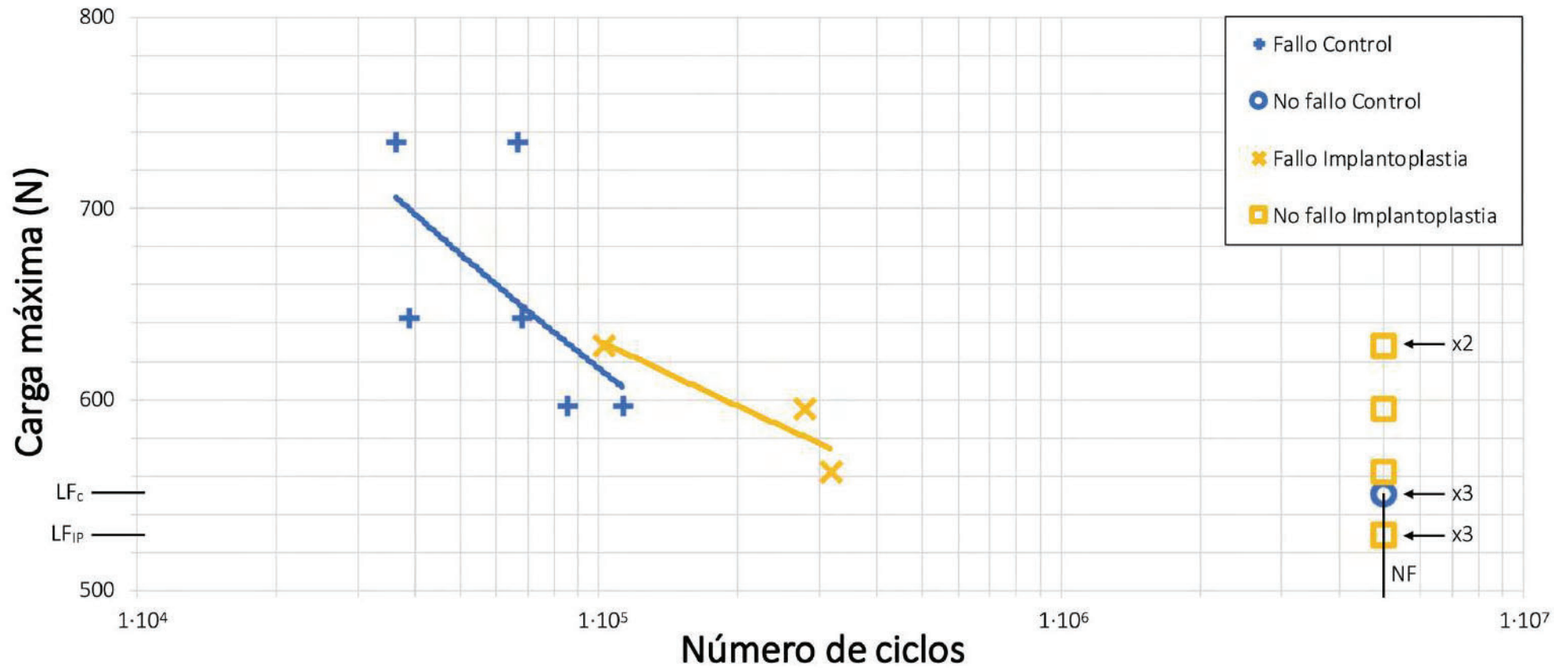


Figura 22. Curva de fatiga obtenida para las muestras del grupo control e implantoplastia ensayadas.

NF: Número de ciclos de carga (*i. e.*, 5·10⁶); LF: Límite de fatiga.

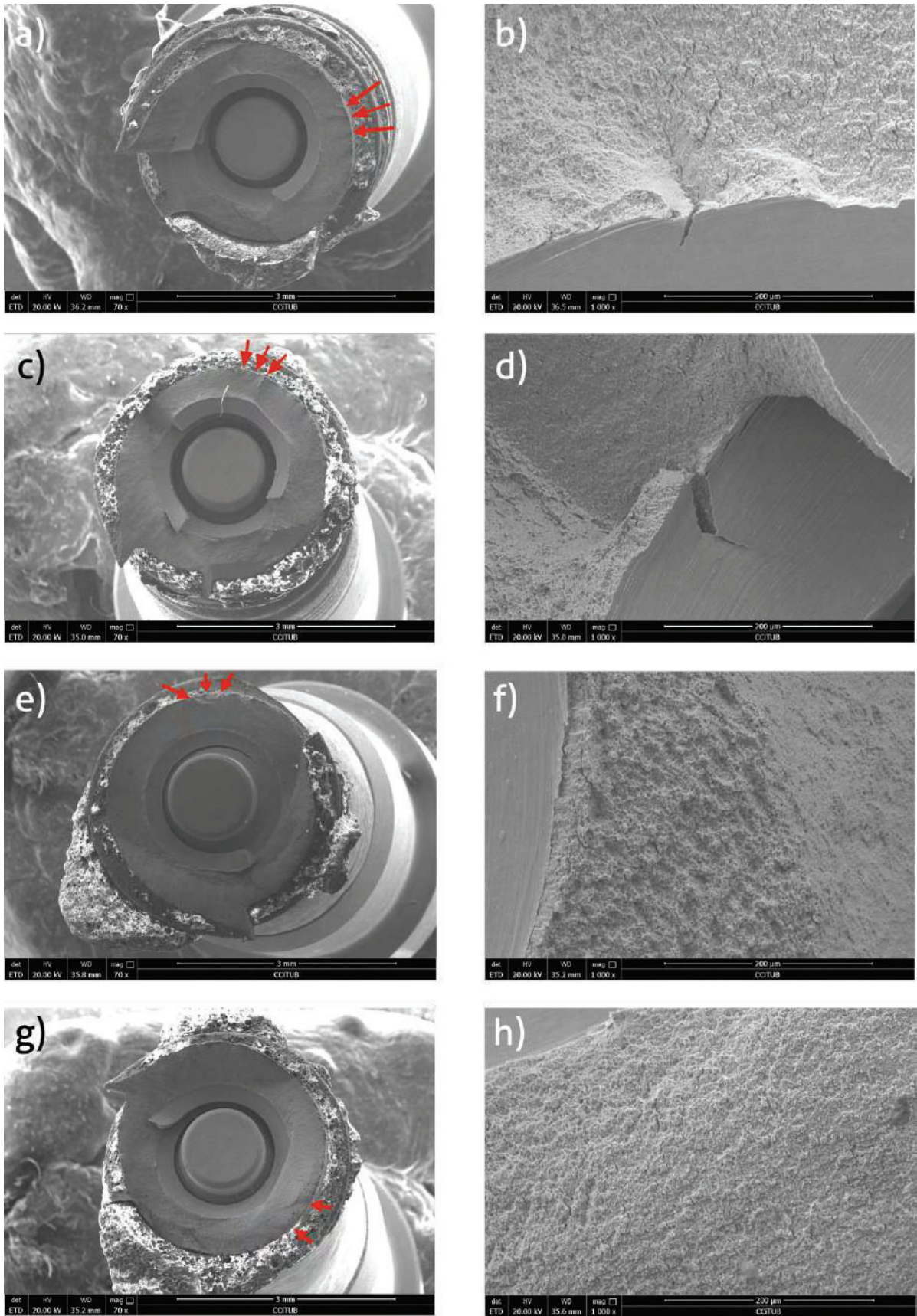


Figura 23. Análisis fractográfico mediante microscopía electrónica de barrido. a-d) Muestras del grupo control a 70x y 1000x; e-h) Muestras del grupo implantoplastia a 70x y 1000x. Las flechas rojas marcan las estrías de fatiga.

7. DISCUSIÓN

7.1. COMPORTAMIENTO CLÍNICO Y RADIOLÓGICO

A través de los correspondientes NMAs, el estudio I evaluó la influencia del tipo de conexión implantoprotésica en el rendimiento clínico de una rehabilitación sobre implantes dentales. Los resultados indicaron que las conexiones cónicas se asociaron de forma estadísticamente significativa a una menor pérdida ósea marginal peri-implantaria y menos complicaciones protésicas que las interfaces externas, sin comprometer la supervivencia del implante. En consecuencia, se confirmó parcialmente la primera hipótesis nula y se rechazó la segunda.

7.1.1. SUPERVIVENCIA

Aunque ninguno de los 18 ECAs incluidos reportó diferencias significativas en términos de supervivencia entre las distintas conexiones implantoprotésicas analizadas, debe tenerse en cuenta que el bajo riesgo de sufrir un fracaso tras 12 meses de carga protésica, unido al reducido número de participantes en la mayoría de los artículos, podría haber comprometido la potencia de la prueba de contraste empleada (*i. e.*, prueba χ^2 de Pearson) y dar lugar a un error de tipo II o β (no rechazar una hipótesis nula siendo esta falsa). No obstante, la evidencia científica disponible proveniente de estudios observacionales con grandes muestras y/o largos tiempos de seguimiento concuerda con los hallazgos obtenidos en el estudio I (330,435-440). De forma más concreta, los resultados de dichas investigaciones muestran que, independientemente del tipo de conexión implantoprotésica empleada, la supervivencia acumulada de los implantes dentales tras 10 años de carga funcional es superior al 90% (330,435-438). Por todo ello, autores como Lemos y cols. (14) han sugerido que, si bien el efecto del tipo de interfaz protésica sobre el riesgo de sufrir un fracaso temprano o tardío es negligible, su impacto en cuanto al desarrollo de complicaciones biológicas y/o mecánicas podría ser mayor.

7.1.2. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL PERI-IMPLANTARIA

El mantenimiento de los niveles óseos peri-implantarios es clave para lograr el éxito del tratamiento rehabilitador. De hecho, la reabsorción ósea alrededor del cuello del implante puede condicionar el pronóstico a largo plazo del dispositivo, al exponerlo a un ambiente más proclive al desarrollo de complicaciones biológicas y, eventualmente, a una pérdida de la osteointegración.

En comparación con las conexiones implantoprotésicas externas, diversos estudios han indicado que las interfaces internas, especialmente las cónicas, son más eficaces a la hora de limitar la pérdida ósea marginal peri-implantaria gracias al concepto de cambio de plataforma (78), a la reducción de los micromovimientos del aditamento protésico y del grado de filtración bacteriana (441), a la disminución del estrés sobre el hueso que rodea el cuello del implante (368) y/o a la mejor distribución de las fuerzas de carga a lo largo de las paredes del implante (366,367). La combinación de estos factores podría haber contribuido a los hallazgos obtenidos en el estudio I, que coinciden con los reportados en el NMA de Caricasulo y cols. (81). Sin embargo, debe tenerse en cuenta que nueve de los artículos incluidos en el estudio I no se consideraron en ese trabajo. Además, cinco de los artículos seleccionados para esa publicación fueron excluidos en la nuestra: cuatro ensayos (409-412) hacían referencia a una misma muestra de pacientes (419,422,427,433) y otro era un estudio prospectivo observacional (73). Además, en el anterior NMA no se efectuó el análisis cuantitativo del riesgo de complicaciones técnicas o biológicas, ni de la tasa de supervivencia.

Existe evidencia de que la mayor parte de los cambios óseos a la altura de la cresta ósea ocurren durante el periodo de curación (*i. e.*, antes de la carga oclusal) (415,442,443) y pueden variar en función del tipo de interfaz implantoprotésica (433,442). Por este motivo, en el estudio I se tomó la carga protésica como el momento de referencia. A los 12 meses de función, todas las conexiones evaluadas experimentaron cierto grado de pérdida ósea marginal peri-implantaria. No obstante, a excepción de una única publicación (421), en todos los estudios seleccionados este valor puede considerarse como aceptable de acuerdo con las clasificaciones más comúnmente empleadas para evaluar el éxito del tratamiento rehabilitador (*i. e.*, reabsorción ósea < 1.5-2 mm durante el primer año de carga protésica) (62,63). Además, de acuerdo con los resultados de aquellos ensayos clínicos aleatorizados con un mayor tiempo de seguimiento (Rango: 1.5 a 5 años) (409-412,418,420,421,424,444), los cambios observados a partir del año de carga protésica también son compatibles con unos resultados de tratamiento satisfactorios (*i. e.*, tasa anual de reabsorción ósea < 0.2 mm) (63). Por todo ello, en lugar de los valores absolutos de pérdida ósea marginal peri-implantaria, los futuros criterios de éxito deben basarse en la tasa de reabsorción durante ciertos intervalos de tiempo (20).

En cualquier caso, como se ha señalado a lo largo de los diferentes apartados que componen la presente tesis doctoral, la etiología de la pérdida ósea marginal peri-implantaria es multifactorial. Este aspecto es relevante debido a que, de no controlar los distintos factores de confusión i/o modificadores de efecto, las estimaciones obtenidas de la variable respuesta podrían estar sesgadas. Basta consultar las tablas 6 y 7 para constatar que existen importantes diferencias entre los diferentes estudios incluidos e incluso dentro de un mismo ensayo (p. ej., sitio quirúrgico, macro y microtopografía de los implantes, protocolo quirúrgico y de carga protésica, metodología, etc.). En consecuencia, aparte del tipo de conexión implantoprotésica, los diversos factores/indicadores de riesgo de la peri-implantitis o algunos de los condicionantes del proceso de osteointegración previamente mencionados, así como otras circunstancias/situaciones que a continuación se abordarán, también pueden modular los niveles óseos peri-implantarios.

7.1.2.1. GROSOR DEL TEJIDO BLANDO

Ya en 1996, Berglundh y Lindhe (445) demostraron en un estudio en animales que el grosor de la mucosa era un factor determinante en la estabilidad de los niveles óseos peri-implantarios. De este modo, en caso de no satisfacerse el requisito mínimo para la formación del ancho biológico alrededor del implante dental, se producirá pérdida ósea hasta que se establezca suficiente espacio para el tejido conectivo y el epitelio de unión (445). En vista de ello, no resulta sorprendente constatar que diversas investigaciones clínicas hayan observado mayor reabsorción ósea cuando en el momento de colocación del implante el grosor del tejido blando es < 2 mm. Además, esta respuesta parece ser independiente del tipo de conexión y/o cuello usado (446-448). Dichos hallazgos fueron corroborados por una interesante revisión sistemática y metaanálisis sobre 5 estudios (449). En ella se demostró que, al menos a corto plazo, los implantes colocados debajo de una mucosa peri-implantaria gruesa tienen significativamente menor pérdida ósea marginal en comparación con los que se encuentran debajo de una mucosa delgada (DMP = -0.80 mm; IC95%: -1.18 a -0.42 ; $P < 0.001$). Otro dato relevante de la publicación es que el efecto no estuvo influenciado por ninguno de los factores de confusión analizados: presencia/ausencia cambio de plataforma ($P = 0.74$); prótesis cementada/atornillada ($P = 0.25$); cirugía abierta/sin colgajo ($P = 0.35$) (449).

7.1.2.2. EXPOSICIÓN ACCIDENTAL DEL TAPÓN DE CIERRE

van Assche y cols. (450) compararon la pérdida ósea marginal ocurrida desde el momento de colocación del implante hasta los 3-6 meses en tres supuestos: 20 implantes colocados siguiendo un protocolo quirúrgico de 2 fases con exposición accidental del tapón de cierre durante el periodo de osteointegración, 20 implantes colocados siguiendo un protocolo quirúrgico de 2 fases sin exposición del tapón de cierre durante el periodo de osteointegración y 20 implantes colocados siguiendo un protocolo quirúrgico de 1 fase. La pérdida ósea marginal media en cada uno de los grupos fue de 1.96 mm (Rango: 0.2 a 3.2), 0.01 mm (Rango: 0.0 a 0.3) y 0.14 mm (0.0 a 1.2), respectivamente. Esta cantidad de pérdida ósea fue significativamente mayor en el grupo con exposición accidental en comparación con los otros dos ($P < 0.05$) y podría ser debida a la existencia de un ancho biológico insuficiente o por contaminación bacteriana (450). Los resultados de otras investigaciones similares concuerdan con lo expuesto, agregando que los implantes colocados de forma temprana (OR = 6.90; IC95%: 1.62 a 28.72; $P = 0.007$) y el uso de prótesis provisionales mucosoportadas durante el periodo de osteointegración pueden favorecer la aparición de esta complicación (450-452). Resulta interesante destacar que el grado de pérdida ósea marginal observado fue mayor en las exposiciones parciales que en las totales (452). En cualquier caso, en vista de las implicaciones clínicas sobre el éxito de la osteointegración de estas publicaciones, los implantes accidentalmente expuestos deben ser descubiertos lo antes posible una vez la perforación haya sido observada y tan pronto su nivel de estabilidad lo permita (452).

7.1.2.3. CAMBIO DE PLATAFORMA

La exposición del implante a la cavidad bucal desencadena el establecimiento del ancho biológico, produciéndose una migración vertical de la mucosa y del hueso peri-implantario. Lazzara y Porter (453) fueron los primeros en publicar que existía una mayor estabilidad de los niveles óseos a largo plazo cuando se utilizaban aditamentos protésicos con un diámetro menor que el de la plataforma del implante. Este concepto, denominado cambio de plataforma o *platform-switching*, permite limitar la pérdida ósea marginal, al alejar la conexión implantoprotésica del área de contacto entre hueso e implante (453). Además, algunas investigaciones han sugerido beneficios biológicos y mecánicos adicionales tales como una menor

migración apical de los tejidos blandos peri-implantarios y una reducción del estrés alrededor del cuello del implante (17,18).

En una revisión sistemática y metaanálisis de 19 ensayos clínicos, Hsu y cols. (454) concluyeron que los implantes con cambio de plataforma proporcionan un efecto protector leve pero significativo en términos de pérdida ósea marginal (DM = -0.23 mm; IC95%: -0.46 a -0.00; $P = 0.050$) y profundidad de sondaje (DM: -0.20 mm; IC95%: -0.34 a -0.07; $P = 0.002$). Si bien los resultados del trabajo de Annibali y cols. fueron similares, el análisis de subgrupos reveló un mayor efecto cuanto mayor era el desajuste entre el diámetro del pilar y la plataforma del implante (455).

7.1.2.4. POSICIONAMIENTO DE LA CONEXIÓN IMPLANTOPROTÉSICA

Tradicionalmente, se había considerado que el posicionamiento de la conexión implantoprotésica a nivel juxta o infraóseo acarrearía una mayor pérdida ósea marginal peri-implantaria como resultado de la creación de un infiltrado inflamatorio en esta región (456-458). No obstante, la aparición de las conexiones cónicas y en especial el concepto de cambio de plataforma (*platform-switching*), han supuesto un cambio de paradigma (459-461). En efecto, el nivel óseo de los implantes de conexión cónica con cambio de plataforma se ubicó en una posición más coronal respecto al hombro de la fijación (DMP = -1.09 mm; IC95%: -1.43 a -0.75; $P < 0.001$) (224), a pesar de que dichos implantes experimentaban un remodelado similar a los colocados a nivel juxtaóseo.

7.1.2.5. USO DE PILARES TRANSMUCOSOS

En un estudio retrospectivo sobre 131 pacientes (315 implantes), Galindo-Moreno y cols. (462) concluyeron que la utilización de aditamentos transmucosos con una altura ≥ 2 mm supone una medida eficaz a la hora de preservar los niveles óseos peri-implantarios. Estos resultados son consistentes con los de un reciente metaanálisis sobre 8 ensayos clínicos aleatorizados o controlados. En concreto, el análisis cuantitativo de comparaciones directas reveló una reducción significativa de la pérdida ósea marginal temprana (DMP = -0.52 mm; IC95%: -0.81 a -0.22; $P = 0.001$) cuando se empleaban pilares largos (*i. e.*, ≥ 2 mm) (463). Según con la opinión de los autores, los hallazgos pueden ser debidos a que con el uso de pilares intermedios se consigue alejar la conexión implantoprotésica del hueso (462,463). Además, en caso de divergencia

entre implantes dentales de conexión interna, su uso permite corregirla y, en consecuencia, mejorar la precisión de la impresión y el ajuste marginal de la supraestructura (13).

7.1.2.6. DESCONEXIÓN REPETIDA DEL PILAR PROTÉSICO

En implantología, uno de los puntos débiles del protocolo protodónico estándar es la necesidad de desconectar los componentes protésicos en multitud de ocasiones. Se ha sugerido que este hecho podría comprometer la integridad de la barrera mucosa de los tejidos peri-implantarios circundantes y, eventualmente, acentuar la pérdida ósea marginal (464,465). Por este motivo, en lugar de un tapón de cierre o pilar de cicatrización, diversos estudios recomiendan colocar una base o pilar protésico definitivo en el momento de la colocación del implante. De este modo, además, se consigue alejar la conexión implantoprotésica del hueso (466,467). A pesar de que la evidencia científica sobre el tema es limitada y sujeta a numerosos factores de confusión, el análisis agrupado de 7 ensayos clínicos aleatorizados reveló una menor pérdida ósea marginal peri-implantaria en el grupo de implantes a los que, en el momento de su inserción, se les colocó una base protésica definitiva (DM = -0.20 mm; IC95%: -0.35 a -0.06; $P = 0.006$) (468). No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($P > 0.05$) en ninguna de las otras variables respuesta analizadas (complicaciones biológicas, supervivencia y parámetros de los tejidos blandos peri-implantarios) (468).

7.1.2.7. CUELLO DEL IMPLANTE

Se estima que en la actualidad existen más de 1,300 sistemas de implantes con diseños diferentes (11,398). Respecto a la superficie del cuello, estos pueden ser clasificados en 2 grandes grupos: pulida o rugosa. A su vez, estas últimas pueden ser subdivididas en función de si presentan o no microespiras. A pesar de que los fabricantes sostienen que la presencia de microespiras en la porción crestal puede minimizar la pérdida ósea marginal gracias a una mejora de sus propiedades mecánicas, los resultados de los estudios originales realizados sobre el tema son contradictorios (22-24). En consecuencia, el análisis combinado de todos estos datos parece ser el más adecuado para poder sacar conclusiones. En este sentido, una reciente revisión sistemática y metaanálisis (7 estudios) mostró una menor pérdida ósea marginal alrededor de los implantes con cuello rugoso (DM = 0.32 mm; IC95%: 0.15 a 0.49; $P < 0.001$) (469). De forma similar, otro trabajo (3 estudios) analizó el efecto de las microespiras en implantes

con cuello rugoso. Los autores evidenciaron que, al menos a corto plazo (1 año postcarga protésica), los implantes con microespiras se asociaron a unos niveles óseos más estables en comparación con los que carecían de ellas (DM = -0.09 mm; IC95%: -0.18 a -0.01; $P = 0.03$) (470). En cualquier caso, máxime teniendo en cuenta la mayor repercusión biológica en caso de que una superficie tratada quede expuesta a la cavidad bucal, son necesarios más estudios a largo plazo para poder sacar conclusiones sobre el beneficio de los distintos diseños del cuello del implante.

7.1.2.8. CIRUGÍA SIN LEVANTAMIENTO DE COLGAJO

De forma muy resumida, la cortical vestibular del hueso alveolar recibe aporte sanguíneo desde el exterior a través de los vasos sanguíneos presentes en la superficie perióstica, y desde el interior a partir del endostio (471). Así, cuando un implante es colocado tras levantar un colgajo, la desinserción del periostio reduce el aporte sanguíneo proveniente del exterior del hueso. Del mismo modo, la inserción del implante interrumpe el aporte sanguíneo endóstico. Este fenómeno, denominado necrosis avascular (472) es utilizado por algunos autores, junto con la disminución de la morbilidad quirúrgica, a la hora de defender la cirugía sin levantamiento del colgajo (473,474). Otros, sin embargo, sostienen que la consecuente pérdida de visibilidad y sus posibles consecuencias (p. ej., falta de visualización de estructuras anatómicas, riesgo de dehiscencias o fenestraciones óseas inadvertidas, dificultad de la manipulación de los tejidos blandos o colocación del implante a una profundidad inadecuada) pueden no compensar las ventajas previamente mencionadas (475,476). Para arrojar un poco de luz sobre el tema, una reciente revisión sistemática y metaanálisis sobre 24 estudios (12 ECAs; 11 estudios de cohorte prospectivos; y un 1 estudio de cohortes retrospectivo) no observó diferencias significativas entre ambos grupos en términos de pérdida ósea marginal (DM = -0.20 mm; IC95%: -0.52 a 0.13; $P = 0.23$), supervivencia (RR = 1.36; IC95%: 0.72 a 2.56; $P = 0.34$) ni complicaciones (RR = 1.10; IC95%: 0.70 a 1.73; $P = 0.67$) (477).

7.1.2.9. SUSTRATO ÓSEO

La evidencia científica acerca de la influencia de la composición del hueso alveolar en relación con la pérdida ósea marginal sigue siendo poco concluyente. Así, mientras Simons y cols. (478) indicaron que los implantes colocados en sectores posteriores mandibulares con predominio

de hueso cortical (> 60% vs. < 30% hueso cortical) se asociaban a una mayor reabsorción a los 12 meses (DM = 0.75 mm; IC95%: 0.28 a 1.22; $P = 0.002$) y a los 3-4 años postcarga protésica (DM = 0.92 mm; IC95%: 0.21 a 1.63; $P = 0.012$), otras publicaciones no han encontrado diferencias significativas al respecto (479-481). El uso de diferentes métodos a la hora de determinar la composición del hueso alveolar podría justificar la disparidad entre los distintos estudios.

Por otra parte, autores como Galindo-Moreno y cols. (482) han reportado una mayor pérdida ósea marginal alrededor de los implantes colocados en hueso injertado en comparación con los insertados en tejido óseo nativo (1.09 mm vs. 0.71 mm; $F_{1,98} = 5.62$; $P = 0.02$). De acuerdo con los investigadores, las diferencias en las propiedades biomecánicas y biológicas del tejido que interacciona con la superficie del dispositivo podrían explicar tales hallazgos. En cualquier caso, debe mencionarse que otros trabajos no han logrado corroborar estos hallazgos (28,483-485).

7.1.2.10. PROTOCOLO DE CARGA PROTÉSICA

El protocolo convencional dicta que, para no comprometer el proceso de osteointegración, los implantes dentales deben sumergirse y permanecer sin carga protésica durante 3-4 meses en la mandíbula y 6-8 meses en el maxilar superior (1). Con la introducción de nuevas técnicas clínicas y modificaciones en la superficie del implante ha sido posible acortar el periodo de tratamiento, un hecho que resulta beneficioso para pacientes y profesionales. Sin duda, uno de los avances más importantes al respecto ha sido la aplicación de protocolos de carga inmediata y de implantes postextracción (486,487). Recientemente ha sido publicado un trabajo de alta calidad metodológica con el objetivo de comparar la eficacia de la carga inmediata respecto a los implantes cargados convencionalmente en pacientes rehabilitados con prótesis fijas (134). A pesar de que no se encontraron diferencias en términos de pérdida ósea marginal (DMP = 0.02 mm; IC95%: -0.05 a 0.08; $P = 0.645$), los resultados del metaanálisis sugieren actuar con cautela, debido a que los implantes que siguieron un protocolo de carga inmediata experimentaron una tasa de supervivencia significativamente menor (RR = 0.97; IC95%: 0.95 a 0.99; $P = 0.012$) (134). Análogamente, Sanz-Sánchez y cols. (135) observaron un incremento del riesgo de fracaso (RR = 1.92; IC95%: 1.04 a 3.54; $P = 0.036$) pero una menor reabsorción

ósea (DMP = 0.05 mm; IC95%: 0.04 a 0.05; $P < 0.001$). Hallazgos similares han sido obtenidos al analizar los tratamientos con sobredentaduras (488).

7.1.3. COMPLICACIONES BIOLÓGICAS

A medida que aumenta el período en función, el riesgo de desarrollar una complicación también se incrementa (79). Por ello, aunque es aconsejable un seguimiento mínimo de 5 años para evaluar de forma fidedigna el éxito de las rehabilitaciones implantoprotésicas (398), en el estudio I se decidió no introducir el tiempo como otra variable de confusión.

Tal y como se ha comentado con anterioridad, la pérdida ósea marginal peri-implantaria durante el primer año de funcionamiento es un hecho común y coincide con el período de tiempo en el que ocurren la mayoría de las manipulaciones asociadas al tratamiento (p. ej., injertos de tejidos duros y/o blandos, segunda fase quirúrgica, conexión y desconexión repetida del pilar de cicatrización, confección de restauraciones provisionales o definitivas, etc.) (489). A pesar de que el grado de reabsorción que puede ser considerado normal sigue siendo objeto de debate (2,20,62,63), resulta necesario volver a hacer hincapié en la distinción entre el remodelado óseo inicial (proceso fisiológico) y la pérdida ósea peri-implantaria progresiva (proceso patológico como consecuencia de la peri-implantitis) (171).

Una vez el pilar protésico transmucoso es conectado al implante, se establece un espacio microscópico (*microgap*) entre ambos componentes que favorece la colonización bacteriana y fomenta el desarrollo de un proceso inflamatorio que, eventualmente, podría iniciar o agravar la pérdida ósea marginal peri-implantaria (12). Por ello, con el objetivo de maximizar la estabilidad de los niveles óseos alrededor de los implantes dentales, es necesario que la conexión implantoprotésica impida o minimice la filtración de microorganismos.

Numerosos estudios *in vitro* han evaluado la influencia del tipo de conexión implantoprotésica en relación con el grado de contaminación bacteriana. Los resultados de la mayor parte de estas investigaciones apuntan que la consecución de un sellado que impida la penetración bacteriana a través de la interfaz implantoprotésica es difícil de lograr (369,490-493). De hecho, tan solo un único estudio realizado sobre implantes de conexión cónica (Bicon®, Boston, MA, EE. UU.) no sometidos a cargas oclusales ha sido capaz de reportar un completo cierre

hermético (493). En cualquier caso, existe cierto consenso acerca del mejor rendimiento de las conexiones cónicas en comparación a las internas geométricas y hexagonales externas (16,369,491,492). Sin embargo, los experimentos efectuados bajo condiciones más desafiantes, como podría ser el uso de endotoxinas bacterianas, han revelado la penetración de tales moléculas en todas las muestras examinadas (494).

Los datos procedentes de estudios clínicos concuerdan con los anteriormente mencionados. Así, aunque ninguna de las distintas conexiones implantoprotésicas es capaz de prevenir la filtración bacteriana desde el *microgap* hacia el interior de la fijación (441), el recuento microbiano en los implantes de conexión cónica es menor que en las interfaces interna geométrica y hexagonal externa (441). Además, de acuerdo con los hallazgos reportados en un ECA a boca partida, Romanos y cols. (495) sugieren que el tipo de conexión implantoprotésica puede condicionar el perfil microbiológico peri-implantario.

A pesar de que la acumulación de biofilm bacteriano sobre la superficie del implante y/o pilar protésico es considerada el principal factor etiológico en el inicio y progresión de las enfermedades peri-implantarias (141), una vez más es importante tener en cuenta la complejidad y la interacción de múltiples factores sobre los mecanismos patogénicos de la mucositis y la peri-implantitis (171). En consecuencia, aunque diferentes estudios en modelo animal han constatado una progresión asimétrica entre implantes con diferentes conexiones implantoprotésicas, la influencia de otros factores, como el concepto de cambio de plataforma o la macro y microtopografía de los implantes empleados, imposibilita establecer una relación de causalidad (317,318,496,497). Desafortunadamente, el número de estudios clínicos que han analizado la relación entre la contaminación interna de los implantes dentales y la pérdida ósea marginal en diferentes tipos de interfaces implantoprotésicas es muy limitado y de escasa calidad metodológica. Por si fuera poco, ninguno de ellos permite determinar que el tipo de conexión sea un factor de riesgo para el desarrollo de las enfermedades peri-implantarias.

A pesar de todo lo expuesto con anterioridad, el único resultado de interés del estudio I en el cual las conexiones cónicas no ocuparon la primera posición en el ranking de tratamientos fue precisamente el referente a las complicaciones biológicas (3ª posición; SUCRA = 41.1%). De forma parecida, tras 5 años de seguimiento, Esposito y cols. (411) revelaron que las conexiones cónicas tendían a desarrollar más enfermedades peri-implantarias que la hexagonal externa.

En cualquier caso, en ninguna de estas investigaciones se obtuvo una asociación estadísticamente significativa al respecto ($P > 0.05$).

7.1.4. COMPLICACIONES PROSTODÓNICAS

El conocimiento de las limitaciones mecánicas y funcionales de los diferentes tipos de conexión implantoprotésica es esencial, pues estas pueden estar directamente relacionadas con el éxito de la rehabilitación (79). A pesar del corto período de seguimiento del estudio I, las interfaces cónicas exhibieron un riesgo significativamente menor de desarrollar complicaciones protésicas en comparación con los diseños externos (OR = 0.35; IC95%: 0.13 a 0.95; $P = 0.038$). Si bien la mayoría de dichas complicaciones protésicas, como los aflojamientos del tornillo protésico, pueden ser consideradas menores y resolverse de forma inmediata en el mismo sillón dental, otras, como las fracturas de la estructura o del pilar protésico, son más graves e incluso pueden comportar el fracaso del tratamiento (Tabla 16).

Los resultados obtenidos, similares a los reportados en otras investigaciones clínicas (13,79,80), podrían justificarse por la inherente mayor estabilidad asociada a las conexiones implantoprotésicas internas y, en especial, a las cónicas. En este sentido, debido a la limitada altura y diámetro de la estructura sobresaliente, las conexiones externas parecen ser más vulnerables a los micromovimientos de la interfaz cuando son sometidas a una carga externa. De acuerdo con Binon (11), las fuerzas ejercidas sobre las interfaces externas se transmiten directamente al tornillo protésico y a la porción más coronal del implante, un hecho que daría lugar a una concentración de estrés en estas áreas y, eventualmente, dar lugar al aflojamiento o fractura del tornillo protésico. En contraposición, la introducción del pilar protésico hacia el interior del implante, característico de las conexiones internas, permitiría incrementar la superficie de contacto entre los diferentes componentes del complejo, reducir las zonas de estrés sobre el aditamento y cuello del implante, minimizar la pérdida de torque del tornillo protésico y, en definitiva, mejorar la estabilidad de la unión implantoprotésica (498).

Tabla 16. Complicaciones prostodóncicas reportadas en el estudio I (%).

Hexagonal externa		Interna plana		Cónica	
Aflojamiento pilar cicatrización	4 (12)	Aflojamiento tornillo protésico	7 (44)	Aflojamiento pilar cicatrización	2 (13)
Aflojamiento tornillo protésico	23 (67)	Descimentado prótesis provisional	3 (19)	Aflojamiento tornillo protésico	7 (47)
Pérdida punto de contacto	3 (9)	Descimentado prótesis definitiva	1 (6)	Descimentado prótesis provisional	3 (20)
Descimentado prótesis provisional	3 (9)	Fractura estructura provisional	1 (6)	Fractura estructura provisional	1 (7)
Fractura estructura provisional	1 (3)	Descascarillado cerámica	2 (13)	Descascarillado cerámica	2 (13)
		Fractura pilar	1 (6)		
		Fractura corona	1 (6)		

En cualquier caso, los resultados deben ser interpretados con cautela puesto que, tal y como se ha mencionado en la introducción de la presente tesis doctoral, más allá del tipo de conexión implantoprotésica, existen multitud de factores (p. ej., el tipo de restauración, los materiales empleados, el diseño del tornillo protésico, la carga oclusal, etc.) que pueden afectar al éxito de la rehabilitación. De todas ellas, merece la pena destacar la relación entre la fuerza a la que se aprieta el tornillo protésico y el riesgo de sufrir un aflojamiento del mismo (359). Y es que aplicar un torque adecuado, variable según el tipo de aditamento y fabricante, resulta esencial para minimizar los micromovimientos y mejorar la resistencia a la fatiga del complejo implantoprotésico (499,500). Sirva como ejemplo uno de los ECAs multicéntricos incluidos en el estudio I: la lectura exhaustiva de dicha investigación reveló que en uno de los centros las restauraciones provisionales se atornillaron manualmente (torque < 10 N·cm) por preferencias del operador (430). Este hecho fue relevante, pues la mayor parte de las complicaciones prostodóncicas (3 aflojamientos de tornillo en el grupo de conexión externa y 1 en el de cónica) ocurrieron en dicho lugar. Contrariamente, cuando el mismo cirujano aplicó un torque de 25 N·cm al colocar las coronas definitivas, no se reportó ningún otro caso de aflojamiento (430).

7.2. COMPORTAMIENTO MECÁNICO

Al igual que cualquier otro material, los implantes dentales y sus componentes protésicos poseen un límite de resistencia a partir del cual sus propiedades mecánicas se deterioran o incluso llegan a fracturarse. En este contexto, la norma internacional ISO 14801:2016 (388) especifica un método de ensayo mediante el que, a través de la aplicación de una serie de cargas estáticas y dinámicas, es posible determinar su resistencia mecánica. Afortunadamente, los resultados de los estudios II y III, efectuados de acuerdo con las especificaciones de la norma a excepción del nivel nominal del hueso (*i. e.*, 5 mm en lugar de 3 ± 0.5 mm), pusieron de manifiesto que los implantes dentales ensayados (Biomimetic Ocean[®], Avinent[®] Implant System, Santpedor, España) pueden considerarse seguros incluso en la situación más desfavorable de trabajo. No obstante, lejos de ser generalizables, es posible que estos resultados únicamente sean aplicables al diseño de implante en cuestión y bajo las condiciones en las que se llevaron a cabo los experimentos. Por este motivo, en el presente apartado se discutirán aquellos factores que en mayor o menor medida han podido influir en los hallazgos obtenidos. En cualquier caso, debe matizarse que, debido a su trascendencia en la presente tesis doctoral, el efecto clínico y mecánico de la implantoplastia será pertinentemente abordado en el siguiente apartado.

7.2.1. MATERIAL DEL IMPLANTE

El titanio es un metal de transición capaz de formar soluciones sólidas con elementos de tamaño atómico similar. A temperatura ambiente presenta una estructura hexagonal compacta (*i. e.*, fase α), pero a temperaturas superiores a 885°C sufre una transformación reversible a la estructura cúbica centrada en el cuerpo (*i. e.*, fase β). El titanio puro es un material rígido, dúctil, con un módulo de elasticidad elevado, una gran resistencia a la tracción y muy tenaz. Sin embargo, es poco resistente al desgaste. Por este motivo, el titanio comercialmente puro consiste en titanio de diferentes grados de pureza al que se le añaden elementos intersticiales para disminuir su reactividad y mejorar sus propiedades mecánicas (501). Por ejemplo, el grado I es aquel que se procesa con el contenido de oxígeno más bajo (alrededor del 0.18%) y tiene la mayor pureza y la mejor resistencia a la corrosión y ductilidad, pero la peor resistencia mecánica. En contraposición, el titanio de grado IV, el más ampliamente empleado en la

fabricación de implantes dentales, es el que se procesa con el mayor contenido de oxígeno (alrededor del 0.4%) y tiene una mayor resistencia mecánica y una ductilidad moderada (Tabla 17) (501). No obstante, las propiedades mecánicas que este titanio ofrece podrían seguir siendo insuficientes en caso de ser sometidos a una carga elevada (502).

Por todo lo anteriormente expuesto, a lo largo de las últimas décadas se han desarrollado aleaciones de titanio con otros metales. Así, la incorporación de nuevos elementos -sean estabilizadores de la fase α (p. ej., aluminio), la fase β (p. ej., vanadio, níquel, cobalto o niobio) o simplemente permitan mejorar su dureza (p. ej., circonio)- dará lugar a aleaciones de tipo α , β o $\alpha+\beta$ que abarcan un gran espectro de propiedades mecánicas. Sin ningún género de duda, la comúnmente llamada titanio de grado V o Ti-6Al-4V (90% Titanio – 6% Aluminio – 4% Vanadio) es la más utilizada a nivel biomédico, gracias a que presenta una biocompatibilidad similar a de grado IV, pero una mayor resistencia a la fractura (Tabla 17) (501). No obstante, en la actualidad también es posible encontrar en el mercado productos fabricados con otras aleaciones (p. ej., 85% Titanio – 15% Circonio o 83% Titanio – 6% Aluminio – 7% Niobio) u otros materiales (p. ej., circonio estabilizado con itria) que influirán sobre su comportamiento mecánico (501). En cualquier caso, a pesar de que las implicaciones clínicas de las diferencias en las propiedades mecánicas y físicas entre los diferentes grados y aleaciones de titanio siguen siendo inciertas (503), el hecho de que en los estudios II y III se hayan empleado implantes dentales de grado V debe ser tomado en consideración.

Tabla 17. Composición y propiedades de diferentes aleaciones de titanio y circonio.

Aleación	Ticp Grado 1	Ticp Grado 2	Ticp Grado 3	Ticp Grado 4	Ti-6Al-4V	Ti-15Zr	Y-TZP
Estructura	α	α	α	α	$\alpha+\beta$	α	-
Composición							
Ti (%)	~ 99	~ 99	~ 99	~ 99	~ 90	~ 85	-
O (%)	0.18	0.25	0.35	0.4	≤ 0.2	0.25	-
Fe (%)	0.2	0.2	0.2	0.3	0.25	0.05	-
N (%)	0.03	0.03	0.05	0.05	< 0.01	0.02	-
H (%)	0.15	0.15	0.15	0.15	< 0.01	0.01	-
C (%)	0.1	0.1	0.1	0.1	< 0.01	0.05	-
Al (%)	-	-	-	-	~ 6	-	~ 0.5
V (%)	-	-	-	-	~ 4	-	-
Y (%)	-	-	-	-	-	-	4
Zr (%)	-	-	-	-	-	~ 15	~ 95.5
T_r (Mpa)	240	340	450	550	900	970	2000
T_e (Mpa)	170	275	380	480	800	850	1200
ϵ (%)	25	20	18	15	10	12	-
E (Gpa)	102	102	102	104	113	98	210

Al: aluminio; C: carbono; E: módulo de elasticidad o Young; ϵ : elongación máxima; Fe: hierro; H: hidrógeno; N: nitrógeno; O: oxígeno; T_r : tensión de rotura; T_e : límite elástico; Ti: titanio; Ticp: titanio comercialmente puro; TZP: circonio tetragonal policristalino; V: vanadio; Y: itria; Zr: circonio

7.2.2. CONEXIÓN IMPLANTOPROTÉSICA

Las diferencias existentes entre los distintos diseños implantoprotésicos (*i. e.*, hexagonal externa, interna geométrica e interna cónica) pueden repercutir sobre la resistencia a la fractura y a la fatiga de los implantes dentales. En este sentido, si bien algunas investigaciones han indicado que la amplia superficie de contacto entre la pared interna del implante y el aditamento protésico asociada a los diseños internos permite mejorar el rendimiento mecánico de los dispositivos, también han observado que las hexagonales externas ofrecen unas mejores prestaciones (371,393). Los resultados del estudio II concuerdan con estas últimas, puesto que

los implantes de conexión externa presentaron una resistencia a la fractura significativamente más elevada que la de las interfaces cónica ($P = 0.005$) y hexagonal interna ($P < 0.001$). Resulta verosímil considerar que tales hallazgos podrían justificarse por el grosor de las paredes del implante, el cual, a su vez, está determinado por la conexión implantoprotésica. Así, de acuerdo con Gil y cols. (371), el tamaño de la sección resistente es el principal factor que explicaría tales diferencias. En otros términos, cuanto más gruesa sea la pared del implante, mayor será la resistencia a la fractura (Figura 14). En línea con lo expuesto, en el estudio II, el ancho de las paredes de los implantes de conexión hexagonal externa a nivel T_0 y $T_{2.5}$ fue casi el doble en comparación a sus homólogas internas (Tabla 10). Además, el grosor de la pared también se relacionó con el patrón de fractura, ya en la mayoría de los casos la rotura del implante se produjo en la zona donde el grosor de la sección transversal era menor (Tabla 13).

7.2.3. DIÁMETRO DEL IMPLANTE

De forma estrechamente relacionada con el punto anterior, el diámetro del implante también condiciona el grosor de sus paredes. En consecuencia, no resulta sorprendente constatar que dentro de la comunidad odontológica existe un cierto consenso a la hora de afirmar que cuando el diámetro del implante es estrecho (*i. e.*, ≤ 3.5 mm), sus propiedades mecánicas empeoran (298,389,397,504). Sirvan de ejemplo los resultados de un reciente estudio de laboratorio, que mostró como los implantes de diámetro regular (*i. e.*, 4.1 mm) presentaron una resistencia a la fractura significativamente más elevada que los de diámetro estrecho (*i. e.*, 3.3 mm) ($P < 0.001$). Por este motivo, en cumplimiento de la norma internacional ISO 14801:2016 (388), huelga mencionar una vez más que los implantes utilizados en los estudios II y III trataron de simular el caso más desfavorable.

7.2.4. RATIO CORONA-IMPLANTE Y ALTURA DE LA CORONA

A pesar de permanecer invariables en los estudios II y III, entre los factores biomecánicos, tanto la ratio corona-implante como el espacio para la altura de la corona protésica han sido objeto de numerosas investigaciones (505-517).

La ratio corona-implante puede definirse como la relación entre la longitud de la corona y de la fijación. Asimismo, en función de si la longitud de la corona se mide desde la plataforma del

implante o del nivel óseo, es posible diferenciar entre la ratio corona-implante anatómica y clínica, respectivamente (505). Se ha especulado con que una proporción corona-implante desfavorable podría comprometer los resultados biomecánicos de los implantes, ya que estos podrían ser menos resistentes a los componentes horizontales de las fuerzas masticatorias, lo que comporta un aumento del estrés sobre el hueso de la cresta y la conexión implantoprotésica (506,510). Todo ello puede acarrear la aparición de diferentes complicaciones, como pérdida ósea marginal peri-implantaria, descascarillado de la cerámica, aflojamiento o fractura del tornillo protésico, fractura del implante o descimentado de la corona, entre otras (511). Así, la principal preocupación reside en la determinación del umbral a partir del cual la ratio corona-implante puede comprometer el éxito y/o supervivencia del tratamiento rehabilitador. En este sentido, un documento de consenso de la *European Association for Osteointegration* indicó que las restauraciones implantosoportadas con una relación $\leq 2:1$ pueden considerarse seguras (512). Por su parte, Malchiodi y cols. (513), en un estudio de cohortes prospectivo, elevaron dicho umbral hasta el 3.1:1 para la ratio corona-implante anatómica y 3.4:1 para la clínica. Teniendo en cuenta que la longitud de los hemisferios de carga empleados en los estudios II y III era de 10 mm, la ratio corona-implante anatómica y clínica en tales investigaciones fue de 1 y 3, respectivamente. En consecuencia, la influencia de este factor sobre los resultados obtenidos es incierta.

A pesar de lo expuesto con anterioridad, motivados por su dudosa repercusión clínica (505,514,515), diversos estudios han sugerido que la altura de la corona (*i. e.*, distancia desde el nivel óseo hasta el plano oclusal) juega un papel mucho más determinante que la ratio corona-implante a la hora de evaluar los efectos perjudiciales relacionados con la biomecánica (507,510,516,517). La explicación de este fenómeno se basa en el hecho de que, independientemente de la longitud del dispositivo, el hueso crestal es el principal encargado de soportar las fuerzas de carga. Por consiguiente, en presencia de fuerzas no axiales actuaría a modo de brazo de palanca, dando lugar a un incremento la tensión sobre la unión entre el hueso y el implante dental. De hecho, se estima que, por cada milímetro de incremento en la altura de la corona, las fuerzas ejercidas sobre el hueso marginal peri-implantario se incrementan a razón de un 20% (510). En conclusión, teniendo en cuenta que la altura ideal para una prótesis fija implantosoportada varía entre los 8 y 12 mm (508,509), los 15 mm simulados en los estudios

II y III (10 mm de hemisferio de carga + 5 mm pérdida ósea) pueden considerarse excesivos y, por ende, haber actuado en detrimento de sus propiedades mecánicas (507).

7.2.5. NIVEL DE INSERCIÓN DEL IMPLANTE

A pesar de que la norma internacional ISO 14801:2016 (388) determina que tanto los ensayos monotónicos como cíclicos deben efectuarse simulando una pérdida ósea marginal de 3 ± 0.5 mm, en la práctica asistencial es habitual encontrar un nivel de inserción menor como consecuencia de la peri-implantitis. En este sentido, diversas investigaciones han evidenciado que la disminución del nivel de inserción incrementa el riesgo de fractura del implante (55,298,394-396). De forma más concreta, Leitão-Almeida y cols. (396) publicaron una asociación estadísticamente significativa entre el nivel de inserción (3 vs. 7.5 mm) y la resistencia a la fractura de implantes dentales de 3.5 mm de diámetro de conexión hexagonal externa (DM: 305.54 N; IC95%: 145.65 a 465.43; $P < 0.001$). En un experimento similar, Gerkhe y cols. (395) observaron una reducción media de la fuerza máxima de compresión del 37.2% y 53.8% cuando el nivel de inserción pasaba de 0 mm a 3 y 5 mm por debajo de la plataforma del implante, respectivamente. Curiosamente, los resultados variaron según el tipo de conexión implantoprotésica empleado, ya que la pérdida de resistencia de los dispositivos de interfaz cónica es sustancialmente menor en comparación con los no cónicos. Finalmente, en un análisis de elementos finitos, Tribst y cols. (394) determinaron un escenario crítico cuando la porción endoósea del implante era inferior a la expuesta (*i. e.*, pérdida de inserción $> 50\%$ de la longitud de la fijación). En base a ello, en los estudios II y III se decidió simular dicho nivel relativo de pérdida ósea marginal peri-implantaria.

A modo de síntesis, aún en el peor escenario clínico posible (*i. e.*, implante de 3.5 mm de diámetro, con pérdida ósea equivalente al 50% de su longitud y con un espacio para la altura de la corona de 15 mm), los dispositivos control evaluados demostraron ser seguros. En primer lugar, de acuerdo con los ensayos de carga estática (estudio II), los valores de resistencia a la compresión obtenidos en cualquiera de las conexiones implantoprotésicas evaluadas (1211.90 N para la conexión hexagonal externa; 918.41 N para la hexagonal interna; y 1058.67 N para la cónica) fueron superiores a la fuerza máxima funcional que un paciente puede generar (≈ 595 N en mujeres y 847 N en hombres) (518). En segundo lugar, el rango de vida infinita

determinado a partir de los ensayos dinámicos del estudio III sobre muestras de conexión hexagonal interna (551 N) se situó por encima del umbral de las fuerzas ejercidas durante la masticación y deglución (≈ 250 N) (391,519).

7.2.6. ENTORNO DEL ENSAYO

Factores ambientales tales como la temperatura y la corrosión también pueden afectar el comportamiento mecánico de los materiales. En relación con el segundo de los puntos, debe tenerse en cuenta que los implantes dentales, una vez expuestos al medio oral, están sujetos a una compleja interacción entre diferentes factores mecánicos y químicos. Así, el término fatiga por corrosión hace referencia a la acción simultánea de tensiones cíclicas y del ataque químico derivado del ambiente corrosivo en el que se encuentran (520).

Tanto el titanio como sus aleaciones son considerados materiales con una elevada biocompatibilidad y resistencia a la corrosión gracias a la capa de óxido de titanio (520). No obstante, a pesar de su estabilidad termodinámica y capacidad de reconstruirse espontáneamente cuando esta es dañada (520,521), algunas investigaciones han constatado la disolución de la capa de pasivación en entornos químicos complejos (p. ej., soluciones que contienen iones flúor) y/o al transmitir cargas mecánicas (p. ej., fuerzas de flexión) (521,522). En este sentido, tras evaluar la resistencia a la corrosión de las aleaciones de Ti comercialmente puro y Ti6Al4V en saliva artificial, Barão y cols. (523) concluyeron que los ambientes ácidos agravan la rotura de la capa de óxido de titanio. Asimismo, durante el día, el pH de la saliva y la concentración de flúor varían alrededor de los implantes dentales según la alimentación o los hábitos de higiene bucal del paciente. Igualmente, el biofilm, los tejidos blandos, el cálculo y los propios dientes pueden actuar como un reservorio intraoral de flúor, manteniendo una concentración constante de iones del mencionado elemento en el medio (524-526).

Por todo lo expuesto, parece razonable asumir que la resistencia a la fatiga de un material en un ambiente corrosivo (p. ej., cavidad oral) será menor que la obtenida en medio seco. En otros términos, en un entorno húmedo, el material fallará tras un número menor de ciclos de carga y su rango de vida infinita se alcanzará con cargas más pequeñas. En efecto, los datos procedentes de las curvas S-N de un interesante estudio *in vitro* mostraron el importante efecto del entorno del ensayo en el rendimiento mecánico de implantes dentales de titanio grado V y

3.75 mm de diámetro (527). De forma más concreta, para una misma magnitud de carga, el número de ciclos hasta alcanzar el fallo fue notablemente inferior en las muestras ensayadas en saliva artificial en comparación con las testadas en seco. Además, al aplicar una carga entre 620 y 810 N, algunos implantes del grupo control soportaron los $5 \cdot 10^6$ ciclos sin daño aparente, mientras que todos los dispositivos ensayados en saliva artificial fallaron (Tabla 18) (527).

Tabla 18. Influencia del entorno del ensayo en la resistencia a la fatiga (527).

Región de la curva S-N	Saliva artificial	Medio seco
Vida finita	> 535 N	> 810 N
Transición	≤ 465 N	620 a 810 N
Vida infinita	NC	< 620 N

NC: No calculable

A nivel clínico, diversas investigaciones efectuadas a partir del análisis de implantes fracturados concuerdan al identificar una combinación de fatiga mecánica junto con la presencia de productos de corrosión (528-530).

7.3. IMPLANTOPLASTIA

Desde que Suh y cols. (280) publicaran los primeros casos clínicos en los que se abogaba por la implantoplastia como terapia coadyuvante en el tratamiento de la peri-implantitis, a día de hoy (28 de noviembre 2021) existen más de medio centenar de artículos originales al respecto. Si bien este hecho hace pensar que existe un interés creciente alrededor de dicho procedimiento, debe admitirse que la evidencia continúa siendo escasa y en ocasiones contradictoria. Por esta razón, a continuación, se procederá a efectuar la síntesis cualitativa de dichas investigaciones con el objetivo de obtener una visión completa acerca del efecto clínico, biológico y mecánico de la implantoplastia.

7.3.1. RESULTADOS DE ESTUDIOS CLÍNICOS

Hasta la fecha, dos ensayos clínicos han evaluado el efecto del alisado y pulido de la superficie del implante en el tratamiento quirúrgico de la peri-implantitis (Tablas 19 y 20). Por un lado,

Romeo y cols. (284,285) documentaron la eficacia del enfoque resectivo e implantoplastia en comparación con la terapia resectiva por si sola. A los tres años de seguimiento, el grupo experimental se asoció a un menor índice gingival, una profundidad de sondaje más reducida y a una mayor estabilidad de los niveles óseos peri-implantarios. Además, en comparación con los del grupo experimental, los pacientes asignados al grupo control sufrieron 22% de casos adicionales de fracaso (285). Por su parte, Lasserre y cols. (291), tras 6 meses de seguimiento, observaron que la implantoplastia y el spray de glicina proporcionan resultados clínicos y radiológicos similares en el tratamiento peri-implantario quirúrgico mediante cirugías de acceso. Sin embargo, desafortunadamente, el gran grueso de datos clínicos procede de series de casos con un número de implantes sujetos a implantoplastia muy limitado, con cortos periodos de seguimiento, en situaciones clínicas muy heterogéneas y con información escasa o inexistente acerca de las dimensiones, diseño, conexión implantoprotésica, localización o tipo de restauración protésica (Tablas 19 y 20). Este hecho, debe ser tenido en consideración, pues dicho diseño metodológico no es el adecuado para evaluar la presencia de una asociación estadística. Aunque la mayoría de las investigaciones concuerdan en que la implantoplastia, sea de forma individual o en combinación con un enfoque resectivo o regenerativo, permite mejorar los parámetros clínicos y radiológicos e incluso resolver la enfermedad a corto y medio plazo sin aumentar el riesgo de complicaciones postoperatorias, un reciente estudio de cohortes retrospectivo ha puesto en tela de juicio el beneficio del procedimiento. En efecto, Ravidà y cols. (290) concluyeron que independientemente de realizar o no el alisado y pulido de la superficie del implante, el riesgo de supervivencia (OR = 2.04; IC95%: 0.29 a 14.29; $P = 0.478$) y éxito (OR = 0.85; IC95%: 0.48 a 1.49; $P = 0.562$) estaba condicionado por la cantidad de pérdida ósea que había en el momento de tratamiento. En concreto, los implantes con una pérdida ósea avanzada (*i. e.*, > 50%) y moderada (*i. e.*, 25% a 50%) tenían 18.6 (IC95%: 1.23 a 280.5; $P = 0.035$) y 8.86 (IC95%: 0.86 a 91.0; $P = 0.067$) veces más probabilidades de fracasar, respectivamente, en comparación con los que exhibían una pérdida ósea leve (*i. e.*, < 25%). De todo ello puede deducirse que factores como el nivel de pérdida ósea basal (290), la frecuencia a las visitas de mantenimiento (290,310), el ancho de mucosa queratinizada (310), el tipo de defecto peri-implantario (310), o la localización del/los implante/s (310), entre otros (266,281), podrían ser más determinantes que la implantoplastia *per se*.

Tabla 19. Características de los estudios clínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Tipo estudio	Soporte	Superficie	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Suh y cols. (2003) (280)	2 casos clínicos	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (SLA [®]) y TPS	Diamante llama	NR
Romeo y cols. (2005 y 2007) (284,285)	ECA	Implantes Ti cp IV	TPS (ITI [®])	Diamante ovalada grano 46- y 25- μ m + Arkansas verde y blanca + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
Schwarz y cols. (2011, 2012, 2013, 2017) (279,286,531,532)	ECA**	Varios implantes	Diversas	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	No
Thierbach & Eger (2013) (533)	Serie casos	Implantes dentales	NR	NR	No
Matarasso y cols. (2014) (276)	Serie casos	Implantes Ti cp. IV	Arenado y grabado ácido (SLA [®])	Diamante ovalada grano 106- y 15- μ m + Arkansas verde y blanca + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	NR
Schwarz y cols. (2014) (534)	Caso clínico	NR	NR	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	No
Schwarz y cols. (2014) (277)	Serie casos	Varios implantes	Diversas	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	No
Schwarz y cols. (2015) (278)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	No
Sapata y cols. (2016) (535)	Caso clínico	Implantes dentales	NR	Diamante + Arkansas + Pulidor abrasivo silicona blanco y verde	NR
Pommer y cols. (2016) (536)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Diamante ovalada grano 75- 40- y 15- μ m	NR
Geremias y cols. (2017) (537)	Caso clínico	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (NeoPoros [®])	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	NR
Nart y cols. (2018) (538)	Serie casos	Varios implantes	Diversas	Diamante esférica grano 40- y 15- μ m + Arkansas blanca torpedo	No

Tabla 19 cont. Características de los estudios clínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Tipo estudio	Soporte	Superficie	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Englezos y cols. (2018) (539)	Serie casos	Varios implantes	Diversas	Diamante llama + Arkansas llama + Pulidor abrasivo silicona llama marrón y verde	NR
Ramanauskaite y cols. (2018) (540)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Diamante + Arkansas	NR
Bianchini y cols. (2019) (288)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Diamante ovalada grano 106- μ m + Diamante llama 46- y 25- μ m + Arkansas blanca torpedo + Pulidor abrasivo silicona mini-punta verde	No
Dalago y cols. (2019) (541)	Serie casos	Implantes Ti cp IV	Doble grabado ácido (Porous [®])	Diamante esférica	No
Lasserre y cols. (2020) (291)	ECA	Varios implantes	Diversas	Diamante esférica \varnothing 1.8 2.3 y 3.5 mm grano 30- μ m*	Sí
Bianchini y cols. (2020) (289)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Diamante ovalada grano 106- μ m + Diamante llama 46- y 25- μ m + Arkansas blanca torpedo + Pulidor abrasivo silicona mini-punta verde	No
Ravidà y cols. (2020) (290)	Cohortes retrospectivo	Implantes dentales	NR	Carburo de tungsteno + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
Galarraga-Vinueza y cols. (2020) (542)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	No
Monje y cols. (2020) (543)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Carburo de tungsteno ovalada y llama + Arkansas	No
Wang y cols. (2021) (544)	ECA**	Implantes dentales	NR	NR	No
Monje y cols. (2021) (310)	Serie de casos	Implantes dentales	NR	Carburo de tungsteno ovalada y llama + Arkansas	No
Wen y cols. (2021) (545)	Serie casos	Implantes dentales	NR	Carburo de tungsteno ovalada y llama + Arkansas	No

ECA: Ensayo clínico aleatorizado; NR: No reportado; Ti cp: Titanio comercialmente puro; **ECA pero no para implantoplastia

Tabla 20. Resultados de los estudios clínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Enfoque	Pacientes (implantes)	Tiempo seguimiento	Resultados
Suh y cols. (2003) (280)	Combinado	2 (2)	6-7 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Relleno óseo.
Romeo y cols. (2005) ^J (284)	Resectivo	10 (19)	36 meses	Sin complicaciones postoperatorias. La implantoplastia se asoció a mayor supervivencia y menor profundidad sondaje, índice sangrado y pérdida ósea.
Romeo y cols. (2007) ^J (285)		7 (16)		
		10 (20)		
		9 (18)		
Schwarz y cols. (2011)* (286)	Combinado	30 (35)	6 meses	Pigmentación mucosa en un caso. Sin complicaciones infecciosas ni mecánicas. Sin fracasos. Mejora parámetros clínicos.
Schwarz y cols. (2012)* (531)		24 (26)	24 meses	Sin fracasos. Mejora parámetros clínicos. 12 casos reinfección. Sin complicaciones mecánicas.
Schwarz y cols. (2013)* (532)		17 (17)	48 meses	Mejora parámetros clínicos. 4 casos reinfección (2 fracasos). Sin complicaciones mecánicas.
Schwarz y cols. (2017)* (279)		15 (15)	84 meses	Mejora parámetros clínicos. Sin complicaciones mecánicas.
Thierbach & Eger (2013) (533)	Combinado	NR (17)	3 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos.
Matarasso y cols. (2014) (276)	Combinado	11 (11)	12 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos. Relleno óseo.
Schwarz y cols. (2014) (534)	Combinado	1 (1)	36 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos. Relleno óseo. Fractura de barra no relacionada con implantoplastia.

Tabla 20 cont. Resultados de los estudios clínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Enfoque	Pacientes (implantes)	Tiempo seguimiento	Resultados
Schwarz y cols. (2014) (277)	Combinado	10 (13)	6 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Resolución enfermedad en todos los casos.
Schwarz y cols. (2015) (278)	Combinado	5 (5)	8-78 meses	Sin complicaciones postoperatorias. 2 casos reinfección (1 fracaso).
Sapata y cols. (2016) (535)	Acceso	70 (70)	12-108 meses	Sin complicaciones postoperatorias. 10 fracasos.
Pommer y cols. (2016) (536)	Acceso	1 (2)	24 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Resolución enfermedad.
Geremias y cols. (2017) (537)	NR	1 (1)	4 meses	Fracaso.
Nart y cols. (2018) (538)	Resectivo	25 (40)	24 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos. Estabilidad niveles óseos.
Englezos y cols. (2018) (539)	Combinado	13 (17)	12 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos. Relleno óseo.
Ramanauskaitė y cols. (2018) (540)	Combinado	39 (57)	6-126 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos. Resolución enfermedad en 28% de los casos.
Bianchini y cols. (2019) (288)	Resectivo	23 (32)	24-73 meses	Sin complicaciones postoperatorias. 4 fracasos. Resolución enfermedad en 83% de los casos.
Dalago y cols. (2019) (541)	Acceso	8 (8)	36 meses	Sin complicaciones postoperatorias. No fracasos. Resolución enfermedad en 62.5% de los casos.

Tabla 20 cont. Resultados de los estudios clínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Enfoque	Pacientes (implantes)	Tiempo seguimiento	Resultados
Lasserre y cols. (2020) (291)	Resectivo	4 (4)	36 meses	Sin complicaciones postoperatorias. Mejora parámetros clínicos. Estabilidad niveles óseos.
Bianchini y cols. (2020) (289)	Acceso	16 (22) 15 (20)	6 meses	2 infecciones postoperatorias (2 fracasos). Mejora parámetros clínicos. Estabilidad niveles óseos. Sin diferencias entre grupos.
Ravidà y cols. (2020) (290)	Resectivo + IGLE	NR (18)	12 meses	Sin complicaciones infecciosas ni mecánicas. Sin fracasos. Mejora parámetros clínicos. Resolución enfermedad 83.3% de los casos.
Galarraga-Vinueza y cols. (2020) (542)	Resectivo	19 (30) 22 (38)	12 a 96 meses	3 fracasos grupo IP y 7 grupo control. Mejora parámetros clínicos. Resolución enfermedad 33.3% en grupo IP y 44.7% en grupo control. Sin diferencias entre grupos. Mantenimiento regular condiciona éxito.
Monje y cols. (2020) (543)	Combinado	20 (28)	6 meses	Sin complicaciones infecciosas ni mecánicas. Sin fracasos. Mejora parámetros clínicos. Estabilidad niveles óseos. Ancho mucosa queratinizada condiciona cambios volumétricos.
Wang y cols. (2021) (544)	Combinado	24 (24)	6 meses	Sin complicaciones infecciosas ni mecánicas. Sin fracasos. Mejora parámetros clínicos.
Monje y cols. (2021) (310)	Combinado	22 (30)	12 meses	2 exposiciones de membrana. Sin fracasos. Mejora parámetros clínicos. Relleno óseo.
Wen y cols. (2021) (545)	Resectivo Combinado	43 (135)	12 a 40 meses	3 fracasos (enfoque combinado). Resolución enfermedad 61% (enfoque combinado) y 71% (enfoque resectivo) de los casos. Ancho mucosa queratinizada condiciona el éxito.

NR: No reportado; * Todos los pacientes; ∫ Implantoplastia vs. Sin implantoplastia; † Implantoplastia vs. Espray glicina; IGLE: Injerto gingival libre epitelizado

7.3.1. RESULTADOS DE ESTUDIOS PRECLÍNICOS EN MODELO ANIMAL

Existe cierta preocupación acerca del posible papel que pueden tener las partículas de titanio u otros elementos liberados al tejido peri-implantario tras una implantoplastia. En este sentido, diversas investigaciones han sugerido que estas podrían iniciar nuevos procesos inflamatorios o agravar los existentes (300,546,547). Ciertamente, de acuerdo con los resultados de los únicos estudios preclínicos *in vivo* publicados al respecto, la presencia de partículas metálicas en los tejidos blandos circundantes comporta la aparición de una respuesta inflamatoria localizada de intensidad variable (Tablas 21 y 22) (302,548,549). Además, en un reciente e interesante trabajo experimental sobre 19 ratas Sprague-Dawley, Toledano-Serrabona y cols. (302) trataron de analizar el efecto de la deposición de partículas de titanio grado V, liberadas durante un procedimiento de implantoplastia, sobre la acumulación de iones metálicos en sangre y diversos órganos. Para ello, se crearon 3 grupos de estudio: experimental (*i. e.*, defecto mandibular estandarizado relleno con partículas metálicas; n = 10), control positivo (*i. e.*, defecto mandibular estandarizado vacío; n = 7) y control negativo (n = 2). En comparación con los controles positivo, el grupo experimental se asoció a concentraciones significativamente más elevadas de titanio en cerebro, hígado y bazo, y de vanadio en el cerebro ($P < 0.05$). En cualquier caso, la repercusión clínica de los efectos locales y sistémicos asociados a la liberación de partículas de titanio comercialmente puro u otras aleaciones tras la realización de una implantoplastia continúa siendo una incógnita.

7.3.2. RESULTADOS DE ESTUDIOS DE LABORATORIO

Numerosos estudios *in vitro* han tratado de analizar el efecto de la implantoplastia desde distintos puntos de vista (Tabla 23). Por este motivo, con el objetivo de facilitar la lectura y comprensión del texto, cada variable respuesta será analizada en su correspondiente apartado. Con todo, la gran heterogeneidad existente entre las distintas publicaciones en aspectos clave como el protocolo de implantoplastia empleado o el macro y microdiseño de los especímenes estudiados (Tabla 24), debe procederse con mucha cautela a la hora de generalizar los resultados.

Tabla 21. Características de los estudios preclínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Animal (Raza)	Material	Superficie	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Schwarz y cols. (2011 y 2014) (548,549)	Perro (Beagle)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (Promote Plus®)	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas blanca esférica	No
Toledano-Serrabona y cols. (2021) (302)	Rata (Sprague-Dawley)	Partículas Ti6Al4V	Arenado y oxidación anódica (Biomimetic®)	Carburo tungsteno ovalada 8/12 filos + Pulidor abra- sivo silicona minipunta marrón y verde	No

Tabla 22. Resultados de los estudios preclínicos sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Enfoque	Animales (implantes)	Tiempo seguimiento	Resultados
Schwarz y cols. (2011 y 2014) (548,549)	Combinado	6 (24)	3 meses	Sin complicaciones postoperatorias. El análisis histológico reveló una deposición leve a moderada de partículas de titanio en los tejidos adyacentes, asociada a un infiltrado inflamatorio localizado.
Toledano-Serrabona y cols. (2021) (302)	NA	20 (NA)	4 semanas	Reacción inflamatoria con presencia de histiocitos y células gigantes multinucleadas en muestras experimentales. Sin inflamación en grupo control. Concentración significativamente más elevada de iones Ti (cerebro, hígado y bazo) y V (cerebro) en muestras experimentales.

NA: no aplicable; cp: Comercialmente puro; Al: Aluminio; Ti: Titanio; V: Vanadio

Tabla 23. Listado de publicaciones *in vitro* sobre implantoplastia.

Estudio	Rugosidad	Fractura	Fatiga	Biofilm	Biocomp	T
Rimondini y cols. 2000 (550)	■					
Meier y cols. 2012 (287)	■					
Chan y cols. 2013 (397)		■				
Sharon y cols. 2013 (299)						■
de Souza Júnior y cols. 2016 (551)	■					■
Gehrke y cols. 2016 (297)		■				
Ramel y cols. 2016 (283)	■					
Tawse-Smith y cols. 2016 (552)	■					
Toma y cols. 2016 (553)					■	
Costa-Berenguer y cols. 2017 (296)	■	■				
Geremias y cols. 2017 (537)				■		
Hakki y cols. 2017 (554)						■
Schwarz y cols. 2017 (282)					■	
Tribst y cols. 2017* (394)		■				
Toma y cols. 2018 (313)	■			■		
Sahrman y cols. 2019 (294)	■	■				
Shah 2019 (555)		■	■			
Azzola y cols. 2020 (556)				■		
Barrak y cols. 2020 (557)					■	
Beheshti Maal y cols. 2020 (558)	■				■	
El Chaar y cols. 2020 (559)				■		
Leitão-Almeida y cols. 2020 (506)		■				
Bertl y cols. 2021 (298)		■	■			
Diéguez-Pereira y cols. 2021 (504)		■				
Jorio y cols. 2021 (295)		■	■			
Leitão-Almeida y cols. 2021 (396)		■				
Sivolella y cols. 2021 (560)	■	■				
Stuani y cols. 2021 (561)					■	
Stuani y cols. 2021 (314)				■		
Toledano-Serrabona y cols. 2021 (562)					■	
Estudio II		■				
Estudio III	■		■			

Biocomp: Biocompatibilidad; T: Temperatura; †: Previa a ensayos monotónicos *Análisis de elementos finitos

Tabla 24. Características de las publicaciones *in vitro* sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Soporte	Superficie	Grupo	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Rimondini y cols. (2000) (550)	Implantes Ti cp II	TPS (IMZ®)	IP1	Carburo tungsteno cónica 6 filos	Sí
			IP2	Carburo tungsteno cónica 6 filos con cortes transversales largos	
			IP3	Carburo tungsteno 6 filos con cortes transversales finos	
			IP4	Carburo tungsteno ovalada 8 filos	
			IP5	Carburo tungsteno ovalada 16 filos	
			IP6	Carburo tungsteno ovalada 30 filos	
			IP7	Diamante ovalada grano 30- μ m	
			IP8	Diamante ovalada grano 15- μ m	
			IP9	Diamante ovalada grano 8- μ m	
			IP10	Carburo tungsteno ovalada 8 y 16 filos	
			IP11	Carburo tungsteno ovalada 8 16 y 30 filos	
			IP12	Carburo tungsteno ovalada 16 y 30 filos	
			IP13	Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m	
			IP14	Diamante ovalada grano 30- y 15- y 8- μ m	
			IP15	Diamante ovalada grano 15- y 8- μ m	
Meier y cols. (2012) (287)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (SLA®)	IP1	Carburo tungsteno esférica \emptyset 1.8 mm corte hueso*	No
			IP2	Carburo tungsteno esférica \emptyset 2.7 mm corte hueso*	
			IP3	Carburo tungsteno esférica \emptyset 3.5 mm corte hueso*	
			IP4	Carburo tungsteno esférica modificada \emptyset 1.8 mm corte hueso*	
			IP5	Carburo tungsteno esférica modificada \emptyset 2.7 mm corte hueso*	
			IP6	Carburo tungsteno esférica modificada \emptyset 3.5 mm corte hueso*	
			IP7	Carburo tungsteno cilíndrica Lindemann*	
			IP8	Carburo tungsteno cónica recorte	
			IP9	Carburo tungsteno llama 8/12 filos	
			IP10	Carburo tungsteno cónica recorte*	
			IP11	Diamante cónica grano 107- μ m*	
Chan y cols. (2013) (397)	Implantes Ti6Al4V	Arenado y grabado ácido (TRI-SBA®)		Diamante ovalada grano 30- 15- μ m + Arkansas + Pulidor abrasivo silicona	No

Tabla 24 cont. Características de las publicaciones *in vitro* sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Soporte	Superficie	Grupo	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Sharon y cols. (2011) (299)	Implantes Ti6Al4V	Arenado y grabado ácido (Biocom®)	IP1	Carburo tungsteno cilíndrica recorte	Sí
			IP2	Diamantada cilíndrica grano 105-µm	
			IP3	Diamantada cilíndrica modificada grano 105-µm	
			IP4	Cilíndrica de punta activa	
de Souza Júnior y cols. (2016) (551)	Implantes Ti cp. IV	Doble grabado ácido (Porous®)	IP1	Diamante cilíndrica grano 46-µm	No
			IP2	Carburo tungsteno cilíndrica recorte	
			IP3	Carburo tungsteno cilíndrica 8/12 filos	
Gehrke y cols. (2016) (297)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (Implacil®)		Torno mecánico	No
Ramel y cols. (2016) (283)	Implantes Ti cp. IV	Arenado y grabado ácido (SLA®)	IP1	Diamante ovalada grano 106- 40- y 15-µm + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
			IP2	Diamante ovalada grano 106- 40- y 15-µm + Arkansas blanca torpedo	
			IP3	Diamante ovalada grano 106- y 40-µm + Diamante llama grano 4-µm + Pulidor abrasivo silicona minipunta verde	
			IP4	Diamante ovalada grano 106- y 40-µm + Diamante llama grano 4-µm	
			IP5	Diamante ovalada grano 106- 40- y 15-µm + Diamante llama grano 8- y 4-µm	
			IP6	Diamante ovalada grano 106- 40- y 15-µm + Diamante llama grano 8- y 4-µm + Pulidor abrasivo silicona minipunta verde	
Tawse-Smith y cols. (2016) (552)	Discos Ti cp. IV	Arenado (SInergy™)		Diamante cilíndrica grano 105- y 25-µm + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	Sí
Toma y cols. (2016 y 2018) (313,553)	Discos Ti cp. IV	Arenado (SInergy™)		Diamante ovalada grano 30-µm	Sí
Costa-Berenguer y cols. (2017) (296)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (NeoPoros®)		Carburo tungsteno ovalada 8/12 filos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
Hakki y cols. (2017) (554)	Implantes Ti6Al4V	Arenado (MTX®)		Diamante redonda	No
Schwarz y cols. (2017) (282)	Implantes Ti cp. IV	Arenado y grabado ácido (SLA®)		Diamante ovalada grano 30- y 15-µm + Arkansas blanca esférica	No

Tabla 24 cont. Características de las publicaciones *in vitro* sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Soporte	Superficie	Grupo	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Sahrman y cols. (2019) (294)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (Promote®)	IP1 IP2	Diamante ovalada grano 106- 40- y 15- μ m + Arkansas blanca punta Piedra carburo silicio cilíndrica + Arkansas blanca cilíndrica + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	Sí
Shah (2019) (555)	Implantes TiZr	Arenado y grabado ácido (Roxolid®)		Diamante ovalada grano 106- 40- y 15- μ m + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón, verde y superverde	No
Azzola y cols. (2020) (556)	Implantes Ti cp IV	Grabado ácido (Optima®)		Diamante ovalada grano 30- y 15- μ m + Arkansas verde y blanca + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
Barrak y cols. (2020) (557)	Partículas TiZr Partículas Ti6Al4V	Arenado y grabado ácido (Roxolid®) Arenado (RBT®)		Diamante cónica grano 107- μ m	Sí
Beheshti Maal y cols. (2020) (558)	Discos Ti cp. IV	Arenado y grabado ácido (SLA®)	IP1 IP2 IP3 IP4 IP5 IP6	Carburo tungsteno llama 8/12 y 30 filos Carburo tungsteno llama 8/12 y 30 filos + Arkansas blanca torpedo Carburo tungsteno llama 8/12 y 30 filos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde Diamante llama grano 105- 40- μ m y 8- μ m Diamante llama grano 105- 40- y 8- μ m + Arkansas blanca torpedo Diamante llama grano 105- 40- y 8- μ m + Pulidor abrasivo silicona copa marrón y verde	Sí
El Chaar y cols. (2020) (559)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (SLA®)		Diamante llama y punta grano 25- y 8- μ m + Carburo tungsteno llama y punta 30 láminas	No
Leitão-Almeida y cols. (2020) (506)	Implantes Ti6Al4V	Arenado y oxidación anódica (Biomimetic®)		Carburo tungsteno ovalada 8/12 filos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No

Tabla 24 cont. Características de las publicaciones *in vitro* sobre implantoplastia.

Estudio (Año)	Soporte	Superficie	Grupo	Protocolo implantoplastia	Límite tiempo
Bertl y cols. (2021) (298)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (SLA®)		Torno mecánico	No
	Implantes TiZr	Arenado y grabado ácido (Roxolid®)			
Diéguez-Pereira y cols. (2021) (504)	Implantes Ti cp IV	Arenado y grabado ácido (ShotBlasted®)	IP1	Torno mecánico	No
		Arenado y grabado ácido (ContactTi®)	IP2	Carburo tungsteno ovalada 8/12 fillos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	
Jorio y cols. (2021) (295)	Implantes Ti6Al4V	Arenado y grabado ácido (SBA®)	IP1	Diamante ovalada grano 106- 40- y 15-µm + Arkansas blanca torpedo	Sí
			IP2	Piedra carburo silicio cilíndrica + Arkansas blanca cilíndrica + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	
			IP3	Diamante ovalada grano 30- 15-µm + Arkansas + Pulidor abrasivo silicona	
Leitão-Almeida y cols. (2021) (396)	Implantes Ti6Al4V	Arenado y oxidación anódica (Biomimetic®)		Carburo tungsteno ovalada 8/12 fillos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
Sivolella y cols. (2021) (560)	Implantes Ti cp IV	Grabado ácido (Osseotite®) y tercio coronal mecanizado	IP1	Carburo tungsteno ovalada 8/12 y 30 fillos + Arkansas	No
			IP2	Puntas sónicas diamante torpedo grano 107- y 46-µm + Arkansas	
Stuani y cols. (2021) (314,561)	Postes dentina Ti cp IV	Sin tratamiento (Stabilok®) Grabado ácido (Stabilok®)		Diamante cónica grano 151-µm + Pulidor abrasivo silicona	Sí
Toledano-Serrabona y cols. (2021) (562)	Partículas Ti6Al4V	Arenado y oxidación anódica (Biomimetic®)		Carburo tungsteno ovalada 8/12 fillos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No
Estudio II y III	Implantes Ti6Al4V	Arenado y oxidación anódica (Biomimetic®)		Carburo tungsteno ovalada 8/12 fillos + Pulidor abrasivo silicona minipunta marrón y verde	No

IP: Implantoplastia

7.3.2.1. RUGOSIDAD

La composición y desarrollo de biofilms sobre la superficie de los materiales dentales se correlaciona con su rugosidad superficial y energía libre de superficie (*i. e.*, hidrofobicidad) (71). Otras propiedades fisicoquímicas como la carga superficial o la rigidez del sustrato parecen tener una importancia menor al respecto (563,564). Así, con tal de minimizar la adhesión microbiana, la superficie de los materiales dentales debe ser lisa y con una baja energía libre de superficie (565). A pesar de la multitud de parámetros disponibles para medir la rugosidad de un material, el R_a y S_a parecen ser los más apropiados para predecir la tendencia a la adhesión microbiana (566). Mientras que el R_a (μm) describe la rugosidad a lo largo de un perfil bidimensional, el S_a (μm) es la desviación media aritmética de la rugosidad de la superficie y la caracteriza en tres dimensiones. Como se ha expuesto anteriormente, Albrektsson i Wenneberg (37,38) propusieron una clasificación de los materiales utilizados en el campo de la implantología en función de su valor S_a (Tabla 1). No obstante, aunque el uso de parámetros tridimensionales es preferible, la mayoría de los estudios han utilizado parámetros bidimensionales para comparar la rugosidad de distintas superficies. En ellos, se establece que el umbral de R_a por debajo del cual la rugosidad deja de influir en la adhesión bacteriana se encuentra en los $0.2 \mu\text{m}$ (567,568).

Hasta la fecha, 10 estudios *in vitro* han analizado la influencia de diferentes protocolos de implantoplastia sobre la rugosidad de la superficie (Tabla 25). Aunque sigue sin conocerse cual de ellos es el más efectivo y eficaz, el empleo de pulidores de carburo de sílice en la fase final de la secuencia de fresado parece facilitar la obtención de una superficie más lisa (283,294). De hecho, la mayor parte de las publicaciones concuerdan en que la implantoplastia, independientemente del protocolo utilizado, permite reducir significativamente el grado de rugosidad. No obstante, la investigación de Costa-Berenguer y cols. (296) ha sido la única que ha reportado unos parámetros equiparables al umbral de $0.2 \mu\text{m}$ anteriormente mencionado. Más concretamente, el valor medio de S_a en las superficies modificadas y no modificadas fue de $0.1 \mu\text{m}$ ($DE = 0.02$) y $0.76 \mu\text{m}$ ($DE = 0.08$) ($P = 0.005$), respectivamente. En contraposición, tras analizar diferentes protocolos de implantoplastia, Ramel y cols. (283) concluyeron que ninguno de ellos terminó dando lugar a una superficie lisa (*i. e.*, R_a superior a $0.30 \mu\text{m}$). Estos hallazgos coinciden con otros previamente publicados (287,313,560) y con los obtenidos en el estudio

III. El tiempo de trabajo, el tipo y forma de las fresas empleadas, y el área y morfología de superficie modificada podrían explicar la variabilidad observada.

Por último, debe tenerse en cuenta que la mayoría de los estudios realizaron la implantoplastia bajo condiciones ideales. En efecto, solo un artículo utilizó un modelo anatómico colocado en un maniquí para simular un escenario clínico más realista (294). Por consiguiente, es posible que los parámetros de rugosidad obtenidos en los estudios *in vitro* (Tabla 25) sean difíciles de lograr en el ámbito asistencial, especialmente en áreas de difícil acceso o cuando no es posible retirar la prótesis.

Tabla 25. Efecto de la implantoplastia sobre la rugosidad superficial.

Estudio (Año)	Grupo	Número muestra	Parámetros de rugosidad de superficie			
			S_a (μm)	R_a (μm)	S_z (μm)	R_z (μm)
Rimondini y cols. (2000) (550)	CP	2		0.60 (0.20)		2.97 (1.11)
	IP1	½		1.18 (0.39)		6.01 (1.69)
	IP2	½		0.90 (0.19)		4.48 (0.89)
	IP3	½		1.10 (0.53)		4.99 (1.60)
	IP4	½		0.93 (0.52)		3.34 (2.07)
	IP5	½		1.26 (0.42)		4.64 (1.35)
	IP6	½		1.03 (0.29)		3.99 (1.00)
	IP7	½		1.02 (0.15)		5.21 (0.69)
	IP8	½	NR	1.00 (0.19)	NR	4.46 (0.91)
	IP9	½		1.11 (0.29)		4.43 (1.28)
	IP10	½		1.16 (0.26)		4.04 (0.83)
	IP11	½		1.34 (0.59)		4.12 (1.32)
	IP12	½		1.37 (0.48)		4.33 (1.28)
	IP13	½		1.04 (0.14)		4.86 (0.57)
	IP14	½		1.21 (0.40)		5.84 (1.17)
	IP15	½		1.60 (0.41)		7.65 (2.04)
	CN	2		3.20 (0.37)		16.25 (1.40)
Meier y cols. (2012) (287)	IP1	2		1.48 [0.84]		10.95 [4.94]
	IP2	2		1.11 [0.22]		8.78 [2.38]
	IP3	2		1.00 [0.33]		8.74 [2.82]
	IP4	2		1.99 [0.73]		13.90 [3.97]
	IP5	2		2.60 [0.61]		13.42 [1.37]
	IP6	2	NR	2.70 [1.58]	NR	17.79 [10.86]
	IP7	2		2.05 [0.76]		17.96 [5.83]
	IP8	2		1.15 [0.30]		7.94 [2.91]
	IP9	2		0.66 [0.32]		5.87 [1.68]
	IP10	2		0.86 [0.45]		6.22 [2.74]
	IP11	2		1.36 [0.20]		10.15 [1.32]

Tabla 25 cont. Efecto de la implantoplastia sobre la rugosidad superficial.

Estudio (Año)	Grupo	Número muestra	Parámetros de rugosidad de superficie Media (DE); Mediana [IQR]			
			S _a (μm)	R _a (μm)	S _z (μm)	R _z (μm)
Ramel y cols. (2016) (283)	CP	42		0.1 (0.01)		0.81 (0.19)
	IP1	7		0.32 (0.14)		2.31 (0.95)
	IP2	7		0.39 (0.13)		3.19 (1.17)
	IP3	7	NR	0.71 (0.22)	NR	5.39 (1.84)
	IP4	7		0.59 (0.19)		4.35 (1.37)
	IP5	7		0.98 (0.30)		6.86 (2.20)
	IP6	7		0.75 (0.26)		5.21 (1.77)
CN	42		1.94 (0.47)		13.15 (3.09)	
de Souza Júnior y cols. (2016) (551)	CP	12		1.92 (0.3)		
	IP1	12	NR	4.12 (0.94)	NR	NR
	IP2	12		4.88 (0.98)		
	IP3	12		5.01 (1.61)		
Tawse-Smith y cols. (2016) (552)	CP	20	2.73 (0.35)			
	IP1 _{CP}	20	4.06 (0.30)			
	IP2 _{CP}	20	3.93 (0.46)			
	IP3 _{CP}	20	4.06 (0.50)			
	IP4 _{CP}	20	4.00 (0.52)	NR	NR	NR
	IP1 _{CN}	20	4.93 (0.45)			
	IP2 _{CN}	20	4.31 (0.31)			
	IP3 _{CN}	20	4.46 (0.23)			
	IP4 _{CN}	20	4.50 (0.40)			
CN	20	1.68 (0.47)				
Costa-Berenguer y cols. (2017) (296)	IP	10	0.1 (0.02)	NR	3.67 (1.28)	NR
	CN	10	0.76 (0.08)		10.92 (0.94)	
Toma y cols. (2018) (313)	IP	50	NR	0.98 (0.12)	NR	7.26 (0.02)
	CN	50		1.65 (0.11)		9.79 (0.34)
Sahrman y cols. (2019) (294)	IP1	15	NR	0.76 (0.14)	NR	4.12 (0.72)
	IP2	15		0.38 (0.15)		1.87 (0.69)
Beheshti Maal y cols. (2020) (558)	CP	6	0.05 (0.02)		2.37 (1.92)	
	IP1	6	0.74 (0.28)		12.1 (6.65)	
	IP2	6	0.54 (0.07)		13.9 (2.53)	
	IP3	6	0.41 (0.13)	NR	6.08 (2.78)	NR
	IP4	6	1.74 (0.62)		14.9 (3.46)	
	IP5	6	0.69 (0.48)		7.06 (3.26)	
	IP6	6	0.42 (0.09)		6.73 (2.38)	
	CN	6	1.74 (0.15)		17.9 (1.34)	
Sivolella y cols. (2021) (560)	IP1	6		0.54 (0.06)		2.78 (0.30)
	IP2	6	NR	0.60 (0.05)	NR	3.03 (0.34)
	CN _{cuello}	6		0.06 (0.01)		0.42 (0.12)
	CN _{cuerpo}	6		0.75 (0.07)		4.24 (0.35)
Stuani y cols. (2021) (314)	CP	9	0.41 (0.01)		6.37 (0.14)	
	IP _{CP}	9	0.20 (0.01)	NR	2.89 (0.25)	NR
	IP _{CN}	9	0.22 (0.02)		3.29 (0.22)	
	CN	9	0.84 (0.04)		11.84 (1.51)	
Estudio III	IP	10	0.49 [0.16]	NR	8.19 [4.16]	NR
	CN	10	1.76 [0.11]		20.98 [8.14]	

CN: Control negativo (superficie tratada); CP: Control positivo (superficie mecanizada); IP: Implantoplastia; NR: No reportado.

7.3.2.2. FRACTURA

Una de las principales preocupaciones asociadas a la implantoplastia es, sin ningún género de duda, el comportamiento biomecánico del dispositivo tras la inevitable reducción de sus dimensiones. Aunque Schwarz y cols. (282) establecieron que dicho procedimiento debe limitarse a las espiras del implante, tal y como ha constatarse en el estudio II, es esperable una mínima reducción del grosor de sus paredes (295,296,298,396,506,560). En consecuencia, parece obvio que un implante de diámetro más pequeño, con una pared interna ya de entrada más fina, se vea más afectado por la implantoplastia que uno de diámetro normal/estándar o ancho. Por todo ello, se desprende que es necesario un determinado grosor en la pared del implante para que este pueda resistir las fuerzas a las que es sometido (397). Efectivamente, tal y como puede observarse en la Tabla 26, a menor diámetro del implante, mayor reducción de la resistencia a la fractura en comparación a las muestras control. De forma más concreta, mientras Chan y cols. (397) no observaron diferencias estadísticamente significativas en los implantes de diámetro ancho (4.7 mm), los resultados de los ensayos monotónicos obtenidos en el estudio II, efectuados sobre dispositivos de 3.5 mm de diámetro, demostraron que la implantoplastia produjo una disminución de casi el 30% en la resistencia a la fractura ($F(1, 42) = 130.31, P < 0.001$). Este debilitamiento, también implicó un cambio en el patrón de fractura, ya que, si bien 20 de las 24 muestras de control (83.33%) se fracturaron a nivel del tornillo del pilar protésico, la rotura de la mayoría de las muestras de ensayo ($n = 16$; 66.67%) tuvo lugar en la plataforma o el cuerpo ($\chi^2(1) = 12.34; P < 0.001$). Además, a diferencia de Gerkhe y cols. (297), el impacto fue similar en las diferentes conexiones implantoprotésicas.

Aunque los valores de resistencia a la compresión obtenidos en términos absolutos (873.11 N para la conexión hexagonal externa; 661.29 N para la hexagonal interna; y 747.32 N para la cónica) se acercaron a la fuerza masticatoria máxima que un hombre (≈ 850 N) o una mujer (≈ 600 N) pueden ejercer (518), la comparación directa entre los estudios de laboratorio y clínicos debe hacerse con cautela debido a la existencia de notables diferencias entre ambos (p. ej., hemisferios de carga estandarizados vs. dientes o coronas anatómicas, fuerzas verticales vs. combinación de fuerzas, etc.) (298). Asimismo, factores anteriormente mencionados como el material del implante, el nivel de inserción o la altura del espacio para la corona protésica, entre otros, pueden haber influido en los resultados de cada una de las investigaciones analizadas.

Tabla 26. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fractura.

Estudio (Año)	Material	Conexión	Dimensiones	Pérdida inserción	Grupo	Número muestra	F _{max} (DE)	Fractografía
Chan y cols. (2013) (298)	Ti6Al4V	HI	3.75x10 mm ----- 4.7x10 mm	5 mm	C _{3.75}	8	613.9 N (42.8)	Cuello implante (1 línea fractura)
					IP _{3.75}	8	511.4 N (55.9)	Cuello implante (2 líneas fractura)
					IP _{4.7}	8	802.9 N (91.3)	Tornillo protésico
Gehrke y cols. (2016) (297)	Ti cp IV	HE	4x11 mm	5 mm	C _{HE}	20	773.1 N (13.16)	Deformación conexión y doblado cuerpo implante
					IP _{HE}	20	487.1 N (93.72)	Deformación conexión
		HI			C _{HI}	20	829.4 N (NR)	Deformación y fractura cuello implante
					IP _{HI}	20	495.7 N (85.24)	Fractura cuello implante
		CC			C _{CC}	20	898.1 N (19.25)	Deformación cuello implante y tornillo protésico
					IP _{CC}	20	717.6 N (77.25)	
Costa-Berenguer y cols. (2017) (296)	Ti cp IV	HE	4x13 mm	6.5 mm	C	10	896.0 N (121.1)	50% Fractura tornillo protésico
					IP	10	880.0 N (193.7)	50% Fractura cuerpo implante ----- Fractura cuerpo implante
Sahrman y cols. (2019) (294)	Ti cp IV	CC	4.3x13 mm	6 mm	IP1	15	1000 N (370)	NR
					IP2	15	1020 N (400)	
					C	16	1240 N (490)	
Shah (2019) (555) [†]	TiZr	CC	4.1x10 mm BL	5 mm	IP	6	1299.3 N (123.9)	100% Fractura cuerpo implante
					IP*	7	1252.1 N (85.7)	
					C	6	1465.2 N (86.4)	
					C*	7	1480.7 N (64.1)	

Tabla 26 cont. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fractura.

Estudio (Año)	Material	Conexión	Dimensiones	Pérdida inserción	Grupo	Número muestra	F _{max} (DE)	Fractografía
Leitão-Almeida y cols. (2020) (506)	Ti6Al4V	HE	3.5x15 mm	7.5 mm	C _{CIR2:1}	8	1276.2 N (169.8)	90% Fractura cuello implante 8% Fractura cuerpo implante (IP _{CIR2:1}) 2% Fractura tornillo protésico (IP _{CIR2:1})
					IP _{CIR2:1}	8	1211.7 N (281.6)	
					C _{CIR2.5:1}	8	815.2 N (185.6)	
					IP _{CIR2.5:1}	8	621.7 N (186.3)	
					C _{CIR3:1}	8	606.6 N (111.5)	
					IP _{CIR3:1}	8	466.0 N (68.6)	
Diéguez-Pereira y cols. (2021) (504)	Ti cp IV	OI	3.5x10 mm	3 mm	IP1	21	392.32 N (15.26)	Deformación cuerpo implante
					IP2	21	315.52 (30.56)	
					C	21	413.71 N (9.98)	
			4x10 mm		IP1	21	592.39 (16.01)	
					IP2	21	483.52 N (29.67)	
					C	21	611.86 N (24.93)	
		HI	3.5x10 mm	3 mm	IP1	21	203.91 N (7.95)	Deformación cuello implante
					IP2	21	215.49 N (7.20)	
					C	21	244.03 N (9.33)	
			4x10 mm		IP1	21	337.16 N (10.52)	
					IP2	21	329.11 N (10.11)	
					C	21	379.04 N (9.42)	
4x10 mm	3 mm	IP1	21	424.70 N (15.99)				
		IP2	21	473.51 N (15.92)				
		C	21	516.15 N (12.04)				

Tabla 26 cont. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fractura.

Estudio (Año)	Material	Conexión	Dimensiones	Pérdida inserción	Grupo	Número muestra	F _{max} (DE)	Fractografía
Bertl y cols. (2021) (298) [†]	Ti cp IV	CC	3.3x10 mm TL	3 mm	IP	3	363.90 N (4.29)	Fractura cuerpo implante
					C	6	472.76 N (19.06)	Fractura cuerpo implante
			3.3x10 mm BL		IP	6	540.41 N (23.62)	Deformación plataforma (83.3%) y fractura cuerpo implante
					C	7	564.03 N (92.09)	Deformación plataforma y fractura cuerpo implante
			4.1x10 mm TL		IP	7	695.04 N (16.37)	Deformación plataforma y fractura cuerpo implante
					C	7	785.24 N (14.36)	Deformación plataforma y fractura cuerpo implante
			4.1x10 mm BL		IP	7	870.34 N (18.66)	Fractura cuerpo implante
					C	7	938.53 N (61.83)	Fractura cuerpo implante (71.4%) Fractura cuello implante (28.6%)
	TiZr	CC	3.3x10 mm TL	IP	6	398.26 N (11.41)	Fractura cuerpo implante	
				C	7	476.78 N (7.18)	Fractura cuerpo implante	
			3.3x10 mm BL	IP	7	477.32 N (47.38)	Deformación plataforma (71.4%) y fractura cuerpo implante	
				C	7	565.91 N (46.99)	Deformación plataforma y fractura cuerpo implante	
			4.1x10 mm TL	IP	7	713.56 N (33.29)	Deformación plataforma (71.4%) y fractura cuerpo implante	
				C	7	794.10 N (15.3)	Deformación plataforma y fractura cuerpo implante	
			4.1x10 mm BL	IP	7	863.90 N (34.37)	Fractura cuerpo implante	
				C	7	986.58 N (32.89)	Fractura cuerpo implante	

Tabla 26 cont. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fractura.

Estudio (Año)	Material	Conexión	Dimensiones	Pérdida inserción	Grupo	Número muestra	F _{max} (DE)	Fractografía
Jorio y cols. (2021) (295) [†]	Ti6Al4V	HI	4.1x11 mm	6 mm	IP1	10	1642 N (51)	NR
					IP2	10	1792 N (47)	
					IP3	10	1777 N (49)	
					CP	10	2299 N (127)	
					CN	5	2724 N (70)	
					IP2	21	215.49 N (7.20)	
			3.5x10 mm	C	21	244.03 N (9.33)		
				IP1	21	337.16 N (10.52)		
				IP2	21	329.11 N (10.11)		
				C	21	379.04 N (9.42)		
				IP1	21	424.70 N (15.99)		
				IP2	21	473.51 N (15.92)		
4x10 mm	C	21	516.15 N (12.04)					
	C	8	854.4 N (195.1)	91% Fractura cuello implante 6% Fractura cuerpo implante 3% Fractura tornillo protésico				
	IP	8	752.1 N (186.1)					
	C	8	548.8 N (80.0)					
	IP	8	593.7 N (111.1)					
	IP1	6	1510 N (170)					
IP2	6	1650 N (240)						
Sivolella y cols. (2021) (560)	Ti cp IV	HE	4x13 mm	6 mm	C	6	1660 N (380)	NR

Tabla 26 cont. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fractura.

Estudio (Año)	Material	Conexión	Dimensiones	Pérdida inserción	Grupo	Número muestra	F _{max} (DE)	Fractografía
Estudio II	Ti6Al4V	HE	3.5x10 mm	5 mm	C _{HE}	8	1211.90 N (89.85)	Deformación plataforma y fractura tornillo protésico
					IP _{HE}	8	873.11 N (92.37)	37.5% Deformación plataforma y fractura tornillo protésico 62.5% fractura cuerpo implante
		HI			C _{HI}	8	918.41 N (97.19)	50% deformación plataforma y fractura cuello implante 50% deformación plataforma y fractura tornillo protésico
					IP _{HI}	8	661.29 N (58.03)	Deformación plataforma y fractura cuello implante
		CC			C _{CC}	8	1058.67 N (114.05)	Deformación plataforma y fractura tornillo protésico
					IP _{CC}	8	747.32 N (90.05)	50% deformación plataforma y fractura cuello implante 50% deformación plataforma y fractura tornillo protésico

BL: Cuello rugoso; C: Control; CC: Conexión cónica; CIR: Ratio corona-implante; DE: Desviación estándar; HE: Conexión hexagonal externa; HI: Conexión hexagonal interna; IP: Implantoplastia; TL: Cuello pulido; † Posterior a análisis de fatiga

7.3.2.3. FATIGA

Aunque las pruebas de fractura estática pueden ayudar a evaluar la durabilidad de los implantes dentales y sus componentes protésicos, la mayoría de las complicaciones mecánicas son a consecuencia de la fatiga. En este sentido, de acuerdo con Shemtov-Yona y Rittel (529), los fallos mecánicos de los materiales dentales suelen ocurrir una vez estos son sometidos a repetidos ciclos de tensión de baja energía, y no por aplicar una única carga estática más elevada. Por estos motivos, los ensayos de carga cíclica o dinámica deben considerarse una prueba de mayor relevancia clínica.

A pesar de que la norma internacional ISO 14801:2016 (388) dispone de manera clara el método a seguir para efectuar un ensayo de carga dinámica en implantología dental (388), resulta sorprendente constatar que, hasta la fecha, el estudio III ha sido el único capaz de determinar el efecto de la implantoplastia sobre el límite de fatiga del dispositivo (Tabla 27). Ciertamente, los otros tres estudios *in vitro* publicados al respecto han tratado de analizar el efecto de las cargas cíclicas sobre la resistencia a la fractura de los materiales implantológicos (295,298,555). A este respecto, la aplicación de un número de cargas cíclicas $> 1 \cdot 10^6$ parece disminuir la resistencia a la fractura al introducir un cierto efecto de “envejecimiento mecánico” a los componentes testados (295,555). En cualquier caso, a pesar de los resultados prometedores obtenidos (*i. e.*, resistencia a la fractura > 440 N), la gran variación en los parámetros de los ensayos (p. ej., número de ciclos de carga; fuerza aplicada; nivel de inserción; diámetro; etc.), el ambiente en el que se efectuaron (p. ej., medio líquido o seco; cambios de temperatura; etc.) y los materiales empleados (p. ej., titanio comercialmente puro o aleaciones), dificulta la interpretación de estos hallazgos.

Tabla 27. Efecto de la implantoplastia sobre la resistencia a la fatiga.

Estudio (Año)	Muestra	Grupo	Número muestra	Pérdida inserción	Carga	Frec	Ratio	Número ciclos	T	Medio lí- quido	Vida infinita	Muestras sin fallo									
Shah (2019) (555)	4.1x10 mm BL TiZr CC	IP	7	5 mm	450 N	2 Hz	NR	2·10 ⁶	Ambiente	No	No	7 (100%)									
		C	7									7 (100%)									
	3.3x10 mm TL Ti CC	IP	7									3 (43%)									
		C	7									6 (86%)									
	4.1x10 mm TL Ti CC	IP	7									7 (100%)									
		C	7									7 (100%)									
	3.3x10 mm BL Ti CC	IP	7									7 (100%)									
		C	7									7 (100%)									
	Bertl y cols. (2021) (298)	4.1x10 mm BL Ti CC	IP									7	3 mm	226 N	2 Hz	10%	2·10 ⁶	Ambiente	Sí	No	7 (100%)
			C									7									7 (100%)
		3.3x10 mm TL TiZr CC	IP									7									6 (86%)
			C									7									7 (100%)
		4.1x10 mm TL TiZr CC	IP									7									7 (100%)
			C									7									7 (100%)
3.3x10 mm BL TiZr CC		IP	7	7 (100%)																	
		C	7	7 (100%)																	
4.1x10 mm BL TiZr CC		IP	7	7 (100%)																	
		C	7	7 (100%)																	
Jorio y cols. (2021) (295)	4.1x11 mm BL Ti6Al4V HI	IP1	10	6 mm	49 N	1.7 Hz	NR	1.2·10 ⁶	Oscilante (5 a 50°C) cada 120 s	Sí	No	10 (100%)									
		IP2	10									10 (100%)									
		IP3	10									10 (100%)									
		C	10									10 (100%)									
Estudio III	3.5x10 mm BL Ti6Al4V HI	IP	3	5 mm	628 N	15 Hz	10%	5·10 ⁶	Ambiente	No	Sí	2 (67%)									
			2		595 N							1 (50%)									
			2		562 N							1 (50%)									
		C	3		529 N							3 (100%)									
			2		735 N							0 (0%)									
			2		643 N							0 (0%)									
			2		597 N							0 (0%)									
3	551 N	3 (100%)																			

BL: Cuello rugoso; C: Control; Frec: Frecuencia; IP: Implantoplastia; T: Temperatura; TL: Cuello pulido

Si bien en el estudio II se observó que el alisado y pulido de la superficie ocasionaba una disminución de la resistencia a la fractura de los implantes dentales cercana al 30%, el límite de fatiga del grupo implantoplastia (529 N) y control (551 N) fue muy similar. En consecuencia, incluso en la situación de trabajo más desfavorable (*i. e.*, implante de 3.5 mm de diámetro de conexión hexagonal interna sometido a implantoplastia, con pérdida ósea equivalente al 50% de su longitud y con un espacio para la altura de la corona de 15 mm), los resultados obtenidos fueron satisfactorios, ya que el límite de fatiga encontrado fue el doble de las fuerzas masticatorias habituales (≈ 250 N) (391,519). Asimismo, todas las muestras fallaron por la misma localización y describiendo el mismo modo de rotura a través del cuerpo del implante, lo que garantizaría una gran estabilidad y homogeneidad de comportamiento mecánico. Sin embargo, como se ha indicado con anterioridad, es probable que las características de los componentes ensayados y los parámetros utilizados en el estudio III hayan podido jugar un papel determinante. Por consiguiente, al menos hasta la obtención de más evidencia científica al respecto, parece prudente evitar generalizar los resultados obtenidos a otros sistemas de implantes o extrapolarlos al ámbito clínico.

7.3.2.4. BIOFILM

La exposición de la porción endoósea del implante como consecuencia de la pérdida ósea marginal peri-implantaria favorece el desarrollo de biofilms orales (265,569). Además, la adhesión de la microbiota a la superficie del dispositivo puede comportar que los medios físicos y químicos habitualmente empleados para su eliminación de los dientes sean insuficientes (559).

A pesar de que la eliminación incompleta del biofilm es un hallazgo común en la mayoría de las investigaciones, la implantoplastia debe considerarse un método de descontaminación físico eficaz (Tabla 28) (313,314,537). Así mismo, también dificulta la recolonización bacteriana de la superficie después del tratamiento quirúrgico pertinente (313,537,556). En relación con este último punto, tal y como se ha mencionado anteriormente, la menor rugosidad e hidrofilia de la superficie resultante podría justificar estos hallazgos (314).

Tabla 28. Efecto de la implantoplastia sobre la eliminación y/o formación del biofilm.

Estudio (Año)	Grupo	Número muestra	Variables	Resultados
Geremias y cols. (2017) (537)	Desbridamiento mecánico (curetas plástico)	1	Crecimiento planctónico <i>S. mutans</i>	Ningún método evita la recolonización. Menor formación biofilm en implantoplastia y descontaminación química.
	Desbridamiento mecánico (curetas plástico) + Descontaminación química (ácido cítrico)	1		
	Implantoplastia	1		
Toma y cols. (2018) (313)	Cureta plástico	50	Colonización <i>S. gordonii</i>	Ningún método consigue eliminación completa del biofilm ni evita la recolonización. Mayor eliminación biofilm y menor recolonización en implantoplastia respecto curetas de plástico y control. Efecto similar implantoplastia, aeropulidor de glicina y cepillo de titanio.
	Aeropulidor glicina (Perio-Flow®)	50		
	Cepillo titanio (Ti-Brush®)	50		
	Implantoplastia	50		
	Control	50		
El Chaar y cols. (2020) (559)	Suero salino	3	Superficies contaminadas	Únicamente la implantoplastia permite la eliminación completa del biofilm. Los agentes químicos no disminuyen el biofilm.
	Peróxido de hidrógeno 3%	3		
	Gel ácido fosfórico 35%	3		
	Gluconato clorhexidina 0.12%	3		
	Ácido cítrico 40%	3		
	Aeropulidor bicarbonato (Cavitron®)	1		
	Cepillo titanio (Ti-Brush®)	1		
	Implantoplastia	1		
Láser Er:YAG	1			
Azzola y cols. (2020) (556)	Implantoplastia	3	Formación de biofilm (férula termoplástica individualizada)	La implantoplastia condiciona la maduración del biofilm y reduce la acumulación de placa.
	Control	3		
Stuani y cols. (2021) (314)	EDTA 24%	3*/3 ⁺	Colonización <i>E. coli</i>	Ningún método consigue eliminación completa del biofilm. Mayor eliminación biofilm en implantoplastia respecto a control, EDTA, clorhexidina 2% y gasa con agua ultrapura.
	Clorhexidina 2%	3*/3 ⁺		
	Fricción gasa clorhexidina 2%	3*/3 ⁺		
	Fricción gasa agua ultrapura	3*/3 ⁺		
	Cureta acero	3*/3 ⁺		
	Cepillo titanio (Roto-Brush®)	3*/3 ⁺		
	Implantoplastia	3*/3 ⁺		
Control	3*/3 ⁺			

EDTA: Ácido etilendiaminotetraacético; *Medidas repetidas