



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

DOCTORADO DE CIENCIAS DE LA SALUD

**INFLUENCIA DE LA FATIGA CÍCLICA
EN PILARES PROTÉSICOS PARA
IMPLANTES**

Tesis Doctoral

AHMAD HAIDAR WEHBE

Sevilla, 2021

Sevilla, Febrero de 2021

EUGENIO VELASCO ORTEGA, Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos y Gerodontología de la Facultad de Odontología y Director del Máster de Implantología Oral de la Universidad de Sevilla.

LORETO MONSALVE GUIL, Profesora Asociada de Odontología Integrada de Adultos y Gerodontología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla.

CERTIFICAN:

Que D. AHMAD HAIDAR WEHBE, Graduado en Odontología por la Universidad Complutense de Madrid e inscrito en el programa de Doctorado del Departamento de Ciencias de la Salud de la Universidad de Sevilla, ha realizado bajo su tutela y dirección el trabajo titulado **Influencia de la fatiga cíclica en pilares protésicos para implantes** que consideramos satisfactorio como estudio de investigación para optar al Título de Doctor en Odontología.



Prof. VELASCO ORTEGA



Prof. MONSALVE GUIL

DEDICATORIA

A mis padres, mis hermanos y Sasha.

Por todo el tiempo que hemos pasado
juntos y la ayuda que me habéis
regalado en todo este tiempo.

AGRADECIMIENTOS

A los Profesores Eugenio Velasco Ortega y Loreto Monsalve Guil de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla, que han dedicado un tiempo importante en la organización y realización del presente estudio con sus conocimientos, revisiones y recomendaciones sobre el tema.

A todos los profesores del Máster de Implantología Oral de la Facultad de Odontología de Sevilla, Daniel Cabanillas Balsera, Antonio España López, Javier Gil González, Alvaro Jiménez Guerra, Iván Ortiz García, Nuno Matos Garrido, Jesús Moreno Muñoz, Enrique Núñez Márquez, y José Luís Rondón Romero.

Al profesor Juan Manuel Ayllón Guerola de la Escuela Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad de Sevilla, en cuyo laboratorio se realizó el estudio experimental necesario para la elaboración del presente trabajo de investigación doctoral.

A la empresa Galimplant que patrocinó este estudio de investigación y proporcionó todo el material y los medios necesarios para la realización del presente estudio doctoral.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
1. El tratamiento con implantes dentales	2
1.1. La superficie de los implantes dentales en la oseointegración	2
1.2. La rehabilitación protodóncica con implantes	5
2. Los sistemas de implantes dentales	9
2.1. Complejo implante-pilar	9
2.2. La conexión implante-pilar externa	12
2.3. La conexión implante-pilar interna	15
2.4. El sellado biológico de la conexión implante-pilar	18
3. Biomecánica en implantología oral	21
3.1. Diferencias entre dientes naturales e implantes	21
3.2. Fuerzas oclusales en implantología oral	24
3.3. Los estudios experimentales de fatiga mecánica	26
3.4. Los pilares trasmucosos en la rehabilitación con implantes dentales	28
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
MATERIAL Y MÉTODOS	35
1. Elementos y equipos empleados.	36
2. Métodos de ensayo y medidas.	36
3. Identificación de los implante dentales ensayados y sus componentes	41
3.1. Descripción del implante de conexión interna	

hexagonal IPX	42
3.2. Descripción de la parte conectora	43
4. Descripción del miembro hemisférico de aplicación de carga	48
5. Otros aditamentos protésicos incluidos en este estudio	48
5.1. Familia MUSLA: pilar multi-posición recto estético slim (monobloque)	49
5.2. Familia MUSA C: pilar multiposición recto estético antirrotacional (2 piezas)	52
5.3. Familia MUSA B: pilar multiposición recto estético antirrotacional (2 piezas)	55
6. Condiciones del entorno de ensayo	57
RESULTADOS	58
1. Implante de conexión interna hexagonal IPX	59
2. Pilar protésico multiposición recto monobloque MUSLA de 2 mm	60
3. Pilar protésico multiposición recto monobloque MUSLA de 6 mm	64
4. Pilar protésico multiposición recto bicomponente MUSA de 1 mm	67
5. Pilar protésico multiposición recto bicomponente MUSA de 5 mm	70
DISCUSIÓN	75
CONCLUSIONES	89
BIBLIOGRAFÍA	91

INTRODUCCIÓN

1. EL TRATAMIENTO CON IMPLANTES DENTALES

El tratamiento del edentulismo parcial o total mediante implantes dentales de titanio ha sido utilizado de un modo muy exitoso durante las últimas décadas. El conocimiento de los fenómenos biológicos de la oseointegración y el desarrollo de la implantología oral ha supuesto la posibilidad de establecer y mantener una unión rígida, clínicamente asintomática, entre el hueso y el implante que pueda soportar estructuras protésicas con un éxito importante a largo plazo ¹⁻².

1.1. LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DENTALES EN LA OSEOINTEGRACION

El éxito clínico de los implantes dentales está relacionado íntimamente con el desarrollo de la oseointegración. La oseointegración representa la consecuencia de una serie de fenómenos biológicos que tienen lugar inmediatamente después de la inserción quirúrgica de los implantes en el hueso alveolar ³.

La oseointegración o anquilosis funcional constituye la unión estructural entre la superficie del implante y el lecho óseo implantario del paciente o huésped, y es visible microscópicamente ³⁻⁴. Las características de la superficie de los implantes dentales como su rugosidad y topografía pueden provocar diferentes respuestas biológicas ⁵. El tratamiento de la superficie de los implantes puede incrementar su área de contacto con el tejido óseo y mejorar su biocompatibilidad y sus propiedades osteoinductoras y osteoconductoras y estimular la oseointegración ⁶.

INTRODUCCIÓN

Después de la introducción de los implantes con superficie mecanizada, se han desarrollado y aplicado diferentes modificaciones de la superficie por diversos procedimientos físicos y químicos, por adición (ej. plasma de titanio, recubrimientos con hidroxiapatita) y sustracción (ej. arenado, grabado con ácidos) o por combinaciones de estos procedimientos (ej. arenado y grabado) ⁷⁻⁸.

El procedimiento de arenado es comúnmente utilizado en el tratamiento de la superficie de los implantes dentales y se realiza por la proyección de partículas de alúmina, hidroxiapatita, sílice o dióxido de titanio. El efecto del arenado sobre la superficie de los implantes está relacionado con el tipo y tamaño de las partículas, así como por la presión y la temperatura ⁹.

Estas innovaciones tecnológicas en el tratamiento de las superficies de los implantes dentales se han desarrollado para mejorar el nivel de oseointegración y la predictibilidad del tratamiento clínico. Las respuestas celulares como la adherencia, migración y proliferación puede ser mediada por implantes con una superficie arenada, indicando una estrecha relación entre la rugosidad de la superficie y la unión celular, especialmente la capacidad osteoblástica ¹⁰.

Los estudios experimentales han demostrado que la superficie arenada puede jugar un importante papel en la oseointegración demostrando una gran biocompatibilidad y afinidad celular ¹¹. Además, su respuesta en las fases tempranas de la oseointegración es también muy elevada ¹². La superficie arenada presenta un alto grado de oseointegración

INTRODUCCIÓN

por su resistencia a la rotación o torque inverso necesario para romper la interfase hueso-implante ¹³⁻¹⁴.

El grabado con ácidos constituye un tratamiento convencional de las superficies de los implantes dentales. Este procedimiento supone la inmersión de los implantes en soluciones ácidas con una combinación, generalmente, de diferentes ácidos (ej. sulfúrico, nítrico o fluorhídrico) ¹⁵⁻¹⁶. Las características resultantes de las superficies después de este procedimiento están relacionadas con el tipo y concentración de los ácidos utilizados, el tiempo de exposición, y la temperatura. La superficie grabada presenta un patrón de erosión con formación de picos y cavidades con diferentes profundidades y anchuras ¹⁷.

Desde un punto de vista biológico, las superficies tratadas con diferentes ácidos incrementan su rugosidad y sus aplicaciones técnicas y clínicas ¹⁸. La respuesta osteogénica puede ser muy relevante con superficies grabadas con ácidos, mejorando el grado de oseointegración ^{11,17}. La superficie grabada con ácidos puede tener una influencia positiva en la proliferación, adherencia y diferenciación de las células osteogénicas incrementando el grado de proliferación celular osteoblástica ¹⁹.

Actualmente, el tratamiento más común realizado en la superficie de los implantes dentales es la combinación de un procedimiento de arenado y posteriormente de grabado con ácidos. El arenado se suele realizar con partículas más grandes de alumina que provoca una macrorrugosidad manifiesta con picos y valles, mientras que con el grabado ácido se obtiene una microrrugosidad con grietas y fisuras, que incrementan la superficie de contacto y favorece la oseointegración ²⁰⁻²¹.

INTRODUCCIÓN

Estas superficies de los implantes dentales, arenadas y grabadas consiguen crear un mayor espacio para la unión celular, y la proliferación y crecimiento de los osteoblastos ²². Además, la superficie tratada con este procedimiento combinado estimula una mejor oseointegración durante la fase de cicatrización, indicando una mayor bioactividad celular en la interfase hueso-implante ²³.

1.2. LA REHABILITACION PROSTODONCICA CON IMPLANTES

Desde sus comienzos el tratamiento con implantes dentales oseointegrados fue concebido, fundamentalmente, para la rehabilitación de los pacientes con edentulismo total provocando un verdadero impacto positivo tanto entre los pacientes como en la profesión dental al proporcionar una alternativa terapéutica a la prótesis completa convencional, por la incapacidad funcional que presentaba en la mayoría de los pacientes ²⁴⁻²⁵.

La rehabilitación de los pacientes con maxilares edéntulos con implantes dentales supuso un reto importante para el profesional por las demandas funcionales y estéticas de los pacientes. El diagnóstico y la planificación del tratamiento exigía una compleja toma de decisiones que dependía tanto de factores orales (ej. grado de reabsorción ósea, estudio oclusal) como extraorales (ej. expectativas del paciente, coste económico) ²⁶⁻²⁷.

Las rehabilitaciones fijas implantosoportadas representaban una alternativa de tratamiento muy semejante a la dentición natural y los resultados clínicos a largo plazo eran muy favorables en relación a ciertos

INTRODUCCIÓN

parámetros como eran el nivel de hueso alveolar, el estado de los tejidos blandos, y la prevalencia reducida de complicaciones que podían satisfacer plenamente las expectativas del paciente (función, estética, autoestima ²⁸⁻²⁹).

El enfoque diagnóstico del paciente implantológico, supuso desde sus comienzos además de la historia y exploración clínicas, el establecimiento de un diagnóstico por imagen que proporcionara la información necesaria sobre la estructura ósea del maxilar superior y/o la mandíbula con diversos grados de edentulismo ³⁰⁻³². En este sentido, los pacientes eran diagnosticados mediante una radiografía panorámica y posteriormente, sobre todo en aquellos casos con un compromiso óseo importante se fué incorporando decisivamente a la práctica clínica, la tomografía computarizada de haz cónico ³³⁻³⁴.

La existencia de estructuras anatómicas como el seno maxilar o el nervio dentario inferior en los maxilares atróficos o de crestas alveolares estrechas podía incrementar la complejidad del tratamiento. Además del volumen o la cantidad del hueso alveolar, la densidad o calidad del tejido óseo (sobre todo en las áreas posteriores) era muy importante en relación a la técnica quirúrgica de inserción de los implantes ya que podía ser necesarias otras técnicas implantológicas más complejas como la utilización de osteotomos, la realización de una regeneración ósea guiada o la incorporación de biomateriales o injertos ³⁵⁻³⁶.

Para evitar este tipo de decisiones clínicas, era siempre recomendable, y en muchos casos imprescindible, la planificación de la cirugía de implantes mediante la realización de una férula quirúrgica basada en el diagnóstico radiológico del grado de disponibilidad ósea para

INTRODUCCIÓN

una óptima localización de los implantes de acuerdo a la posterior colocación de los pilares protésicos y de sus correspondientes prótesis implantosoportadas ³⁷⁻³⁸.

La valoración prostodóncica de los pacientes edéntulos maxilares y/o mandibulares ha constituido también una parte muy importante del enfoque terapéutico integral ya que el objetivo del tratamiento con implantes es la rehabilitación funcional y estética de los pacientes ³⁰⁻³². En este sentido, sobre todo en los casos de edentulismo total severo o bimaxilar con un grado de reabsorción ósea importante con una discrepancia notable entre ambos maxilares, la decisión del tipo de prótesis total implantosoportada, fija o removible ha representado un reto difícil para elegir si una restauración híbrida con resina es más conveniente que una rehabilitación fija con metalcerámica, o incluso en casos más desfavorables una sobredentadura con implantes ^{27,39-40}.

La unión estructural de implante al hueso u oseointegración depende de algunos factores relacionados con el huésped (ej. cicatrización, volumen y calidad óseas), el implante (cirugía, diseño macroscópico, superficie), la cirugía de inserción (ej. fresado, regeneración, biomateriales) y la carga funcional con la prótesis (ej. tiempo de carga, prótesis cementada, atornillada) correspondiente ⁴¹⁻⁴².

La estabilidad primaria y la ausencia de micromovimientos de los implantes después de su inserción quirúrgica, unos factores necesarios para conseguir la oseointegración y un éxito elevado y predecible a largo plazo. Un implante tiene éxito cuando está unido directamente al hueso; sin

INTRODUCCIÓN

embargo, la presencia de movimientos favorece el encapsulamiento del implante con tejido fibroso, lo que provoca su fracaso ⁴¹⁻⁴².

Para minimizar este riesgo, se recomendó inicialmente un periodo de cicatrización de 3 a 4 meses en la mandíbula y de 6 a 8 meses en el maxilar ^{1,25,28-29}. Este protocolo clínico clásico, de carga convencional o diferida para el tratamiento de los pacientes edéntulos fué desarrollado inicialmente y se extendió como el paradigma de la implantología moderna. La mayoría de los primeros estudios con más de 20 años de evolución utilizaron este tipo de protocolo, mediante la utilización de implantes con una superficie mecanizada y cargados con prótesis híbrida de resina sobre una estructura metálica ^{1,25,28-29}.

El desarrollo tecnológico (ej. nuevas superficies y diseños de implantes) y la evidencia clínica de la implantología basada en la experiencia acumulada, favoreció la reducción del tiempo de espera de los pacientes con similares perspectivas de éxito del tratamiento. En este sentido, tuvo lugar el desarrollo de protocolos de carga precoz e inmediata en el tratamiento de los pacientes con diversos grados de edentulismo parcial y total ⁴³⁻⁴⁵.

La innovación en la cirugía de implantes con la introducción de nuevas técnicas quirúrgicas como la realización de un fresado menos traumáticas y los nuevos diseños macroscópicos de los implantes obtenían una mejor estabilidad primaria. Así mismo, la incorporación de nuevas superficies tratadas (ej. arenadas, grabadas) estimulaban una respuesta ósea más favorable con un grado mayor de oseointegración ⁴⁶. Además, el desarrollo de nuevos materiales (ej. zirconio) y aditamentos protésicos (ej.

INTRODUCCIÓN

pilares inclinados, tornillos de precisión) así como la utilización de prótesis provisionales reforzadas o la carga progresiva de los implantes con las restauraciones correspondientes incrementaron la eficacia clínica de estos protocolos ⁴⁷.

2. LOS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTALES

Los implantes dentales se unen al hueso del huésped y soportan las prótesis, transfiriendo las fuerzas oclusales al hueso subyacente. Los sistemas de implantes dentales incorporan los elementos o componentes diseñados específicamente para proporcionar una conexión segura y predecible a largo plazo ⁴⁸.

Los sistemas de implantes dentales incluyen los elementos necesarios para facilitar la correcta colocación y adaptación de las correspondientes prótesis removibles (sobredentaduras) o fijas (coronas, puentes, rehabilitaciones) a través de los pilares protésicos en los emplazamientos o conexiones para conseguir la estabilidad adecuada entre los pilares protésicos y los implantes ⁴⁸.

2.1. EL COMPLEJO IMPLANTE-PILAR

La existencia de la unión o conexión implante-pilar es uno de los factores más importantes que contribuye al éxito del tratamiento con implantes en los pacientes con pérdida parcial y/o total de su dentición natural. Los sistemas de implantes actuales suelen presentar dos componentes, el implante y el pilar protésico ⁴⁹.

El primer componente es insertado en el hueso alveolar durante la fase quirúrgica y el segundo componente se fija al implante durante la fase

INTRODUCCIÓN

prostodóncica para soportar la prótesis correspondiente. Como el éxito de las restauraciones con implantes se basa en conseguir y mantener la oseointegración, es esencial que el implante posea un ajuste preciso, desde un punto de vista biomecánico, con su respectivo pilar para su carga funcional (Figura 1) ⁴⁹.

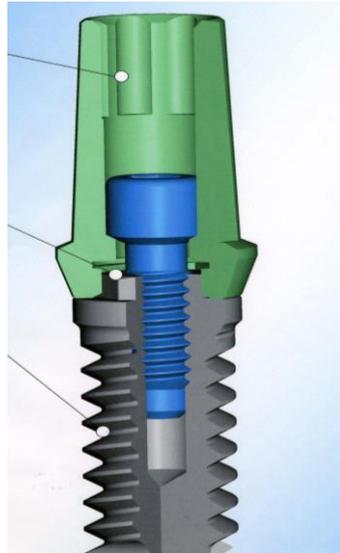


Figura 1
Complejo implante-pilar

La respuesta biomecánica a la carga funcional constituye un factor determinante en el éxito del tratamiento implantológico a largo plazo. Las cargas funcionales se ejercen sobre las prótesis y son transferidas a los implantes y al hueso circundante. En este sentido, el diseño macroscópico, la angulación y la conexión implante-pilar influyen decisivamente en el estrés sobre los tejidos periimplantarios ⁵⁰.

Durante la función oral, los movimientos mandibulares actúan sobre la conexión pilar-implante que debe resistir estas fuerzas oclusales para preservar la integridad de los tejidos periimplantarios. Es evidente, que la

INTRODUCCIÓN

unión entre los implantes y el tejido óseo es más rígida en comparación con la dentición natural que ofrece la existencia del ligamento periodontal ⁵⁰.

En este sentido, cuando existen sobrecargas oclusales o fuerzas tangenciales repetitivas, las fuerzas actúan directamente sobre la unión implante-pilar y en la interfase implante-hueso pudiendo causar un mayor estrés y una pérdida de la oseointegración manifiesta por un menor nivel de hueso cresta ⁵¹⁻⁵³.

Durante la masticación, el implante dental interactúa con las fuerzas oclusales que influyen más negativamente sobre la unión implante-pilar. Estas fuerzas oclusales no suelen ser paralelas al eje axial del implante, sino que adquieren un eje tangencial u horizontal, generando un mayor estrés biomecánico sobre la unión hueso-implante, y además sobre la conexión implante-pilar que debe soportarlo durante un largo periodo de tiempo ⁵⁴.

Desde un punto de vista biomecánico, la estabilidad de la prótesis sobre implantes depende de la integridad de la conexión del complejo pilar-implante. Las fuerzas oclusales desfavorables pueden generar complicaciones en la unión de la prótesis con el implante, comenzando con la deformación de los materiales y continuando con la pérdida o fractura de los tornillos protésicos, movilidad o fractura de los pilares, e incluso fractura de los implantes ⁵⁵⁻⁵⁶.

Las complicaciones biomecánicas de los implantes pueden ocasionar el fracaso de la oseointegración y de la restauración protodóncica. Las cargas o fuerzas oclusales pueden afectar a todos los componentes de la

INTRODUCCIÓN

unión implante-pilar. Los implantes con conexión externa tienen más tendencia al aflojamiento o a la pérdida del tornillo de conexión, especialmente en los implantes unitarios con coronas, mientras que este problema es menos frecuente entre los implantes de conexión interna ⁵⁷⁻⁵⁸.

Los diferentes diseños de las conexiones implante-pilar presentan diversas características macroscópicas que pueden influir en su estabilidad biomecánica. En este sentido, el diseño macroscópico, el tamaño y la angulación de los implantes, así como de los pilares y el tipo y desarrollo de la conexión implante-pilar influyen de forma decisiva en su comportamiento biomecánico ⁵⁹.

La mayoría de los sistemas de implantes suelen presentar una conexión protésica para su unión con el correspondiente pilar protésico mediante un tornillo protésico (Figura 1) ⁵⁹. Las diferentes conexiones de los implantes dependen de su ajuste preciso con los pilares correspondientes y de su respuesta biomecánica estática y dinámica a la carga funcional ⁶⁰.

2.2. LA CONEXIÓN IMPLANTE PILAR EXTERNA

La investigación y el desarrollo de las conexiones de implantes ha sido extraordinario, sobre todo en las últimas décadas, con objetivos mecánicos, biológicos y estéticos. Las dos macrogeometrías o diseños macroscópicos básicos de la conexión implante-pilar son la conexión externa y la conexión interna (Figuras 2 y 3). La conexión externa presenta un hexágono externo de 0,7 mm de altura en la plataforma del implante, mientras que la conexión interna puede ser hexagonal, octogonal y cono Morse ⁵⁹⁻⁶⁰.

INTRODUCCIÓN

Los implantes originales de conexión externa hexagonal fueron introducidos por el grupo de investigación de la Universidad de Gotemburgo liderado por Branemark (Figura 2)(Tabla 1) ⁶¹. Los implantes originales de conexión interna fueron introducidos por la escuela suiza de la Universidad de Berna liderado por Schroeder (Figura 3)(Tabla 2) ⁶². Ambos sistemas de implantes representan la culminación de varias décadas de investigación experimental y de experiencia clínica con pacientes ⁶³⁻⁶⁴.

La conexión externa fué el primer tipo de conexión implante-pilar, basada en la existencia de un hexágono con una altura de 0,7 mm, aunque posteriormente ha sufrido muchas modificaciones en términos de diámetro, altura y torque de inserción (Figura 2) ²⁵. Su forma es adecuada para la técnica sumergida o en dos fases quirúrgicas, donde en la segunda cirugía se coloca el tornillo de cicatrización para exponer la conexión y cargar los implantes con las prótesis correspondientes ^{61,63}.



Figura 2
Implante de conexión externa

INTRODUCCIÓN

Desde un punto de vista prostodóncico, la conexión externa hexagonal facilitaba la colocación de los pilares de transferencia para la toma de impresiones debido a su compatibilidad con diferentes soluciones protésicas fijas, atornilladas o cementadas y podía ser utilizada con éxito en las rehabilitaciones o prótesis con cierto grado de disparalelismo en los perfiles de emergencia que podía ser compensado con este tipo de conexión implante-pilar ^{59,60}.

TABLA 1
CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR EXTERNA

Desarrollada por la escuela sueca de Branemark
Hexágono externo
Implante de superficie mecanizada en su origen
Técnica quirúrgica sumergida en dos fases o dos cirugías
Posición yuxtacrestal
Rehabilitaciones protésicas totales híbridas atornilladas
Conexión poco utilizada en la actualidad

Sin embargo, la conexión externa podía presentar algunas desventajas como el reducido contacto entre la altura de la conexión hexagonal del implante con la parte protésica del pilar (ej. prótesis cementada) o de la restauración prostodóncica (ej. prótesis atornillada). También se ha descrito algún grado importante de rotación entre la plataforma del implante y el hexágono interno de la restauración y desde un

INTRODUCCIÓN

punto de vista biomecánico, la alta tensión o estrés estructural en las conexiones atornilladas ⁶⁵⁻⁶⁶.

Se ha postulado también que las carga oclusales elevadas podían afectar a la conexión externa y provocar micromovimientos que desajustaran el complejo implante-pilar, originando una inestabilidad mecánica de la unión entre la prótesis y el implante, con existencia de un aflojamiento de la estructura protésica o también una pérdida o fractura de los tornillos protésicos. Esta complicación era especialmente frecuente entre las restauraciones unitarias ⁶⁷⁻⁶⁹.

De hecho, el protocolo original de Branemark fue diseñado para la rehabilitación de pacientes edéntulos totales con una prótesis híbrida. Los implantes de conexión externa hexagonal fueron diseñados para este protocolo, ya que las prótesis se soportaban con varios implantes, que impedían la rotación de los pilares. Cuando posteriormente, el protocolo se amplió a soluciones prostodóncicas fijas parciales y, sobre todo, unitarias, los implantes con conexión hexagonal de 0,7 mm de altura no estaban diseñados para evitar la rotación de los pilares y coronas antes las fuerzas oclusales ⁷⁰⁻⁷².

2.3. LA CONEXIÓN IMPLANTE PILAR INTERNA

Para evitar estas complicaciones biomecánicas, se desarrollaron las conexiones internas que presentaban una mayor superficie de contacto entre el implante y el pilar protésico (Figura 3) ⁷³. El objetivo de estos nuevos diseños de conexiones internas era mejorar la estabilidad de la conexión durante la función oral masticatoria, simplificando el procedimiento prostodóncico hasta completar la restauración ⁷².

INTRODUCCIÓN

Las nuevas conexiones internas se desarrollaron a partir de la conexión interna con cono Morse (Tabla 2), y mejoraban la unión implante-pilar porque proporcionaban una mayor fricción entre los dos componentes (implante y pilar), una mayor estabilidad funcional y un mejor comportamiento biomecánico lateral y antirrotacional ya que no necesitaban por su diseño y superficie de contacto, una fuerza de torque muy elevada para fijar el pilar o la restauración al implante como en la conexión externa hexagonal ^{59-60,72}.

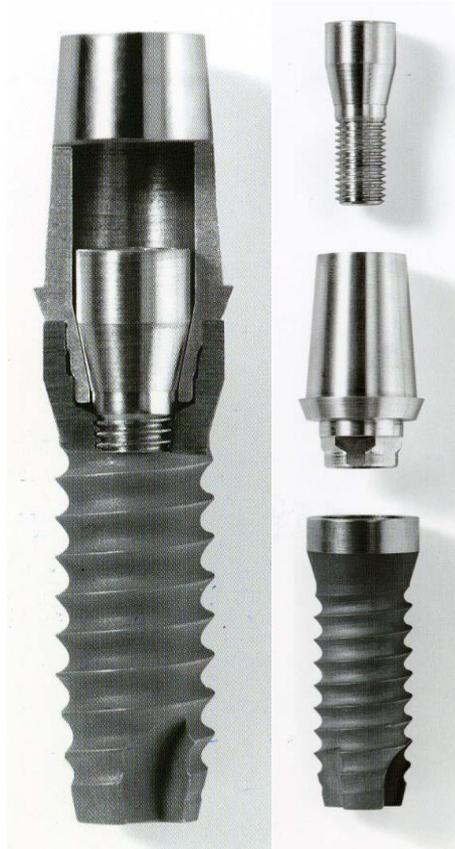


Figura 3
Implante de conexión interna

La evolución de los diseños de las conexiones internas de los sistemas de implantes ha sido extraordinaria. Actualmente, se disponen de

INTRODUCCIÓN

diferentes tipos de conexiones internas, triangulares, hexagonales, octogonales, cónicas, o mixtas que se han desarrollado en los diferentes sistemas y que se corresponden con la existencia y los diseños de múltiples pilares y aditamentos protésicos para rehabilitar desde dientes unitarios hasta rehabilitaciones totales ^{59,72}.

TABLA 2
CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR INTERNA

Desarrollada por la escuela suiza de Schroeder
Octógono interno con cono Morse
Implante de superficie con plasma de titanio en su origen
Técnica quirúrgica no sumergida en una fase o una cirugía
Posición supracrestal
Prótesis atornillada o cementada
Evolución con diferentes tipos (octogonal hexagonal, cónica)
Es la conexión muy utilizada en la actualidad

Las conexiones internas fueron desarrolladas también para reducir el efecto negativo de las fuerzas laterales, lo que evitaba la pérdida o aflojamiento de los tornillos protésicos y la pérdida de hueso marginal. La mayor superficie de contacto o la altura de la unión entre el cuerpo del implante y la parte conectora del pilar protésico mejoraba la distribución del estrés mecánico al implante y al tejido óseo ⁷³.

Esta configuración de conexión interna asegura una mayor precisión y un incremento en la protección por un área más extensa de contacto entre el implante y el pilar con un ángulo de inclinación aproximado de 8°, lo que

INTRODUCCIÓN

crea un área de fricción (ej. conexión cono Morse) mejor que los de conexión externa que dependen exclusivamente del tornillo para la sujeción del pilar al implante. La estabilidad biomecánica de esta superficie o área de fricción se incrementa también por el tornillo protésico y su propia capacidad antirrotacional ^{47,72,74}.

De esta forma, los implantes de conexión interna ofrecen una mayor solidez biomecánica, con una incidencia menor de aflojamientos o pérdidas de los tornillos de conexión protésica, que son especialmente importantes en las restauraciones con implantes unitarios. Este mecanismo de conexión interna presenta una unión en frío muy favorable basada en un machihembrado muy eficiente para minimizar los micromovimientos y evitar las posibles complicaciones prostodóncicas derivadas de la inestabilidad de las estructuras protésicas sobre implantes ^{47,72,74}.

2.4. EL SELLADO BIOLÓGICO DE LA CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR

Además, del comportamiento biomecánico es importante valorar también las consecuencias biológicas en los tejidos periimplantarios del estrés excesivo y del desajuste o movilidad de la conexión implante-pilar. En este sentido, las restauraciones sobre implantes soportan las fuerzas masticatorias en un ambiente oral contaminado que afecta a la superficie del implante en su conexión con el pilar protésico ⁷⁵.

De hecho, las fuerzas oclusales excesivas pueden contribuir a la creación de un microgap o espacio en la unión entre la superficie del implante y del pilar protésico que puede originar una microfiltración

INTRODUCCIÓN

bacteriana y provocar la aparición de inflamación de los tejidos blandos y una progresiva pérdida marginal ósea ⁷⁶.

La existencia de un microgap en la conexión implante-pilar (Figura 4) supone pues, además de su comportamiento biomecánico lesivo (ej. micromovimientos, pérdida o fractura del tornillo protésico), la microfiltración de los componentes biológicos orales, especialmente la flora bacteriana. Estos problemas biológicos se encuentran sobre todo al principio en la porción apical del tornillo que sujeta el pilar protésico ⁷⁷⁻⁷⁸.



Figura 4
Conexión interna implante-pilar con microgap

Como consecuencia de la microfiltración se puede originar un reservorio bacteriano que puede influir negativamente en la salud de los tejidos periimplantarios, a medio o largo plazo, dependiendo del tamaño del microgap. La colonización de los microorganismos orales a través de la microgap entre los diferentes componentes del complejo implante-pilar

INTRODUCCIÓN

puede producir inflamación de los tejidos blandos (mucositis) y destrucción del soporte óseo (periimplantitis) ⁷⁹.

Dicho de otro modo, la oseointegración puede estar afectada por las condiciones orales, a través del microgap existente en las conexiones implante-pilar, lo que puede representar una localización de acumulación de placa bacteriana que incremente la respuesta inmunitaria del huésped a través de las células inflamatorias. El microgap puede ser rápidamente colonizado después de la restauración protodóncica, y el desarrollo de mucositis y periimplantitis va a depender del tipo de conexión (mejor respuesta de la conexión cónica y antirrotacional), el nivel de higiene oral y también de ciertos factores relacionados con la inmunidad del huésped ⁸⁰.

Las bacterias encontradas a nivel de la unión o complejo implante-pilar son frecuentemente anaerobias y facultativas anaerobias, similares a las características microbiológicas del ecosistema oral. Además, los pacientes con antecedentes de periodontitis presentar un mayor riesgo de periimplantitis. La potencial colonización del complejo implante-pilar está relacionado además de los factores anteriormente expuestos, con el torque de inserción y apretamiento del pilar protésico con el implante y las repetidas intervenciones con los tornillos protésicos durante los procedimientos de pruebas y colocación definitiva de las prótesis correspondientes ⁸¹.

Los estudios demuestran que todas las conexiones implante-pilar presentan algún tipo de microgap y pueden ser contaminadas por la flora bacteriana ⁷⁷⁻⁸¹. En los diferentes sistemas este microgap tiene un tamaño aproximado de 1-49 μm . Este hecho es especialmente importante en los

INTRODUCCIÓN

pacientes con una historia de periodontitis porque su microflora patógena (ej. *P. gingivalis*, *T. forsythia*, *A. actinomycetemcomitans*) puede incrementar el riesgo de periimplantitis en los implantes ⁸²⁻⁸³.

Aunque todas las conexiones presentan un microgap, y microfiltración bacteriana, los sistemas de implantes de conexión cónica y mixta (ej. cónica y octogonal) presentan los mejores resultados (un gap de 2-3 μm en las conexiones con cono Morse mientras que en la conexión externa hexagonal el gap es de 10 μm). En este sentido, el papel del torque de apretamiento de la conexión es muy importante, ya que se ha demostrado que cuando se incrementa el torque se reduce el microgap. Se recomienda para reducir la microfiltración, no utilizar un torque menor de 35 Ncm ⁸⁴.

3. BIOMECÁNICA EN IMPLANTOLOGÍA ORAL

3.1. DIFERENCIAS ENTRE DIENTES NATURALES E IMPLANTES

Los implantes dentales se encuentran anclados al hueso del huésped o paciente a través de una unión estrecha originada como consecuencia de los fenómenos biológicos de la oseointegración u anquilosis funcional ⁸⁵⁻⁸⁶. De esta forma, la oseointegración representa la conexión directa y estructural entre el hueso vivo y la superficie del implante sometido a una carga funcional protésica ⁸⁵⁻⁸⁶.

Desde un punto de vista histológico, entre los implantes dentales y los dientes naturales existen diferencias fundamentales con respecto a su unión al tejido óseo. Los implantes tienen una unión rígida o anquilosis entre su superficie y el hueso del huésped, mientras que en los dientes esta

INTRODUCCIÓN

unión es más elástica por la presencia del ligamento periodontal ⁸⁵⁻⁸⁶. Estas características histológicas determinan que los implantes dentales no poseen la propiocepción ni la adaptación funcional del diente humano natural ⁸⁵⁻⁸⁶.

En cambio, los implantes dentales están unidos directamente al hueso del paciente por lo que no poseen la capacidad adaptativa del ligamento periodontal y al estar anquilosados con el tejido óseo, probablemente su percepción sensorial está relacionada con receptores, sobre todo a nivel perióstico que responden a la deformación ósea mecánica ⁸⁷⁻⁸⁸.

Esta diferencia fundamental entre la unión del diente y el implante al hueso explica la mejor capacidad adaptativa a las fuerzas oclusales de los dientes naturales en comparación con los implantes dentales. De hecho, la capacidad de desplazamiento axial de los dientes en los alveolos (25-100 μm) es muy superior al rango de movimientos de los implantes oseointegrados (3-5 μm) ⁸⁷⁻⁸⁹.

Los tejidos periodontales, especialmente, el ligamento periodontal posee una respuesta adaptativa de compresión, rotación y deformación fisiológicas muy rápidas ante las cargas oclusales; mientras que el movimiento de un implante ocurre gradualmente. Además, la mayor concentración de las fuerzas tiene lugar en la cresta ósea periimplantaria ^{54,85}.

En los dientes naturales, el ligamento periodontal posee unos receptores que transmiten la información a la terminación nerviosa y posteriormente al sistema nervioso central. Al contrario, los implantes

INTRODUCCIÓN

dentales son más susceptibles a la sobrecarga oclusal porque presentan una significativa reducción de su adaptación a las fuerzas oclusales y mecanopercepción y dependen sobre todo de la deformación elástica del hueso periimplantario ^{54,85}.

La función adaptativa del ligamento periodontal está orientado hacia las cargas axiales, principalmente en el sentido de un ajuste fisiológico de las fuerzas oclusales a lo largo del eje mayor del diente para intentar modificar las condiciones de estrés mecánico oclusal. En cambio, los implantes presentan de forma progresiva la mayor concentración de las cargas funcionales sobre la cresta del hueso periimplantario. En este sentido, la existencia de ligamento periodontal detecta más precozmente que los implantes la intensidad de las fuerzas oclusales ^{54,90}.

En la cavidad oral, los implantes están sometidos a cargas estáticas y dinámicas y los aditamentos que conectan las prótesis con los implantes dentales deben ser capaces de resistir dichas cargas sin fracturarse y sin afectar negativamente a la unión implante-pilar. Idealmente, la dirección de las cargas oclusales a los implantes deberían directamente ser transferidas a lo largo del su eje axial al hueso periimplantario ya que las cargas más tangenciales pueden provocar una reabsorción progresiva del tejido óseo periimplantario ^{50,54}.

En este sentido, es muy importante la estabilidad primaria del implante que puede variar según la calidad del hueso de la zona receptora. Además, la unión entre el implante y el huésped también está relacionada con su diseño macroscópico (longitud y diámetro) y con las características estructurales de su superficie. Posteriormente, cuando el implante es

INTRODUCCIÓN

cargado funcionalmente con su prótesis correspondiente, el sistema estomatognático del paciente desarrolla un reconocimiento de la restauración implantosoportada a través de la oseopercepción que está basada en los mecanorreceptores que identifican las señales enviadas al tejido óseo periimplantario ^{54,92}.

3.2. FUERZAS OCLUSALES EN IMPLANTOLOGIA ORAL

Las fuerzas oclusales pueden jugar un papel importante en la respuesta mecánica o biológica de las restauraciones sobre implantes a nivel del complejo implante-pilar. Anteriormente, se ha valorado las complicaciones mecánicas (ej. movilidad por aflojamiento del tornillo protésico, fractura de componentes protéticos) y biológicas (ej. microrfiltración bacteriana, mucositis, periimplantitis) derivadas de una respuesta inadecuada, por problemas de ajuste en la unión implante-pilar ⁹³⁻⁹⁵.

Los implantes dentales se integran en el hueso alveolar a través de un proceso de formación y remodelación ósea. Cuando los implantes están oseointegrados, son mantenidos por un proceso dinámico de remodelado óseo permanente. Durante la función oral (ej. masticación) en condiciones normales, la oseointegración es estimulada y mantenida alrededor de los implantes porque las fuerzas oclusales son distribuidas adecuadamente, a través de la unión implante-pilar, al hueso periimplantario ⁹³⁻⁹⁵.

Los diversos sistemas de implantes dentales y sus componentes protéticos deben tener capacidad de soportar las cargas masticatorias durante un largo periodo de tiempo. Las fuerzas masticatorias pueden ser elevadas (hasta 1.221 Newton en algunos casos), lo que obliga a la necesidad de que los componentes implantológicos (implante y pilares,

INTRODUCCIÓN

fundamentalmente) tengan una resistencia con capacidad de soportar estas fuerzas y un diseño macroscópico adecuado que permita la distribución de las fuerzas al tejido óseo periimplantario sin producción de daño tisular o biomecánico ⁹²⁻⁹⁴.

Desde un punto de vista fisiológico, la dirección de las fuerzas oclusales durante la carga funcional puede afectar la tasa de remodelación ósea en la interfase implante-hueso. En este sentido, las fuerzas axiales favorecen el mantenimiento de la estructura laminar ósea, y presentan una menor tasa de remodelación ósea comparadas con otras condiciones oclusales más adversas como las fuerzas no axiales y son menos perjudiciales para la estabilidad primaria de los implantes que las fuerzas horizontales u oblicuas ⁹²⁻⁹⁴.

Las fuerzas biomecánicas, sobre todo las excesivas o parafuncionales, puede provocar un daño tisular que incluye una pérdida de la oseointegración. El impacto de estas fuerzas excesivas en los implantes dentales, en intensidad o en dirección, puede causar o contribuir a causar la pérdida de hueso marginal o la pérdida de la oseointegración. Además, cuando existe un componente inflamatorio a nivel periimplantario por una mala higiene, la capacidad reparadora del hueso disminuye y se incrementa la pérdida ósea marginal ⁹⁵⁻⁹⁶.

La presencia de una sobrecarga funcional por fuerzas oclusales excesivas y/o de dirección no axial, puede afectar negativamente la vida media del implante y de la restauración protésica y puede estar relacionada con factores como son el diseño protésico incorrecto (ej. extremos libres),

INTRODUCCIÓN

las parafunciones (ej. bruxismo) y una oclusión desfavorable (ej. interferencias oclusales) ^{85,89}.

3.3. LOS ESTUDIOS EXPERIMENTALES DE FATIGA MECANICA

Teniendo en cuenta, el comportamiento biomecánico de los implantes dentales es fundamental analizar la respuesta a las cargas oclusales de los diferentes componentes (implantes, pilares y tornillos) previamente a su aplicación clínica de una forma dinámica para evitar complicaciones clínicas innecesarias que dificulten la rehabilitación implantosoportada de los pacientes ⁹⁷.

En este sentido, el desarrollo actual de la implantología actual supone la constante introducción de nuevos materiales y diseños que deben ser evaluados en estudios biomecánicos experimentales. Los diferentes sistemas de implantes deben ser evaluados para evitar o disminuir aquellas complicaciones derivadas del complejo implante-pilar durante el largo periodo de actividad clínica en los pacientes, lo que indica el gran reto que representa para inicialmente para los fabricantes y posteriormente para los clínicos ⁹⁸⁻¹⁰⁰.

El principal objetivo de los clínicos debe ser intentar minimizar o evitar los posibles fallos o fracturas en los componentes de los sistemas de implantes. En este sentido, es importante mejorar el comportamiento biomecánico de estos componentes (ej. pilares, tornillos protésicos) con respecto a la transmisión de las fuerzas oclusales. Desde un punto de vista ético, estos ensayos no pueden ser realizados en los pacientes y se realizan en laboratorios con condiciones que simulen la función oral ¹⁰¹.

INTRODUCCIÓN

De esta forma, la experimentación simulada puede constituir un método adecuado para determinar y verificar la resistencia mecánica a largo plazo de estos componentes implantológicos y protésicos sujetos a cargas funcionales controladas y repetidas que puedan representar lo más realista posible la respuesta a la fatiga cíclica durante las diferentes funciones orales ¹⁰²⁻¹⁰³.

Estos estudios biomecánicos experimentales sobre las propiedades mecánicas de los diferentes sistemas de implantes y pilares tienen el objetivo de determinar los requerimientos mínimos necesarios para realizar una función intraoral satisfactoria que rehabilite favorablemente el edentulismo parcial o total del paciente. De hecho, constituyen el primer paso para que estos nuevos materiales o diseños se incorporen al mercado implantológico y puedan ser utilizados con éxito por los profesionales ^{101,104}.

Los tests o ensayos biomecánicos representan algunos de los estudios que se realizan para analizar los materiales de uso médico u odontológico cuando se someten a cargas funcionales. Las restauraciones con implantes pueden ser sometidas a diferentes cargas o fuerzas oclusales (axiales, compresivas, tangenciales, oblicuas, de torsión) que deben ser evaluadas para conocer el grado de resistencia para determinar la carga máxima antes de que se pueda producir la fractura de alguno de los componentes del sistema implante-pilar o aparezcan danos estructurales menores que puedan indicar la proximidad de la fractura, como son la aparición de fisuras o grietas en el material ^{97,101}.

INTRODUCCIÓN

Estos acontecimientos biomecánicos adversos (grietas y fisuras) pueden generar, si las fuerzas o cargas oclusales excesivas o repetitivas continúan, el daño estructural que se conoce como fatiga mecánica. Es decir, que los defectos pequeños como las grietas pueden desarrollarse y propagarse, ocasionando la acumulación del daño y ocasionalmente provocar una fractura por fatiga. En este sentido, el límite de fatiga se corresponde con el máximo nivel de carga en que el material o diseño ensayado resiste sin sufrir la fractura ^{101,104}.

3.4. LOS PILARES TRANSMUCOSOS EN LA REHABILITACION CON IMPLANTES DENTALES

En la actualidad, existe una tendencia en implantología oral a la utilización de pilares intermedios transmucosos en rehabilitaciones prostodóncicas sobre implantes. Los últimos estudios publicados al respecto, indican que un incremento en la altura de los pilares unido a un estrechamiento de los mismos con respecto a la plataforma del implante, favorecerían en conjunto el establecimiento de los tejidos peri-implantarios, consiguiendo prevenir la pérdida ósea o remodelado inicial tras la colocación de las diferentes prótesis sobre implantes ¹⁰⁵⁻¹⁰⁶.

Los pilares protésicos son los componentes transmucosos que conectan los implantes dentales con las prótesis correspondientes, y que transfieren la carga de las fuerzas masticatorias a los implantes y posteriormente al tejido óseo periimplantario. Al mismo tiempo, desde un punto de vista microbiológico, es el componente principal que protege a los implantes del medio oral contaminado ¹⁰⁵⁻¹⁰⁶.

INTRODUCCIÓN

La morfología divergente tradicional de los pilares transmucosos estaba relacionado en muchos casos con recesión de los tejidos blandos periimplantarios, sobre todo en aquellos pacientes con biotipo gingival fino. Recientemente, la investigación experimental y clínica está demostrando que los pilares cóncavos o de forma convergente pueden presentar un mayor crecimiento mucoso creando un tejido conectivo circular que disminuye el riesgo de la recesión gingival ¹⁰⁵⁻¹⁰⁶.

Además, aunque el diseño macroscópico de los pilares parece que no influye sobre la inflamación de los tejidos periimplantarios, algunas investigaciones sugieren que los pilares más delgados pueden promover una mayor estabilidad de los tejidos blandos, sobre todo, en las áreas anteriores con mayor compromiso estético ¹⁰⁷.

La revisión actual de la literatura al respecto parece indicar que la morfología o geometría de los pilares transmucosos influye en la respuesta de los tejidos blandos. En este sentido, los pilares curvos/cóncavos en comparación con los pilares convencionales divergentes o convexos, estimulan la formación de un tejido conectivo circunferencial que invaden el espacio alrededor de los pilares con una gran estabilidad tisular ¹⁰⁸.

Así mismo, la evidencia científica parece indicar que los pilares transmucosos cóncavos o convergentes presentan mejores resultados en relación al nivel de pérdida de hueso marginal que los pilares divergentes convencionales. No obstante, son necesarios más estudios para valorar la respuesta de los tejidos periimplantarios ante los nuevos perfiles geométricos de los pilares transmucosos ¹⁰⁶.

INTRODUCCIÓN

Los diferentes materiales utilizados en la confección de los pilares transmucosos pueden también influir en la respuesta biomecánica. En este sentido, durante varias décadas se han utilizado los pilares a base de titanio restaurados con prótesis de metalcerámica con buenos resultados clínicos. Los problemas derivados de los resultados estéticos con estas restauraciones impulsaron el desarrollo de otros pilares con una mejor apariencia estética como la cerámica zirconia que podían ser realizadas mediante tecnología CAD/CAM. Posteriormente, las cerámicas con disilicato de litio han demostrado ser una nueva opción para la confección de pilares transmucosos estéticos con una mejor transparencia que la zirconia ¹⁰⁹.

**PLANTEAMIENTO
DEL
PROBLEMA**

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Desde sus comienzos el tratamiento con implantes dentales oseointegrados fue concebido, fundamentalmente, para la rehabilitación de los pacientes con edentulismo total provocando un verdadero impacto positivo tanto entre los pacientes como en la profesión dental al proporcionar una alternativa terapéutica a la prótesis completa convencional, por la incapacidad funcional que presentaba en la mayoría de los pacientes ²⁴⁻²⁵.

Los implantes dentales se unen al hueso del huésped y soportan las prótesis, transfiriendo las fuerzas oclusales al hueso subyacente. Los sistemas de implantes dentales incorporan los elementos o componentes diseñados específicamente para proporcionar una conexión segura y predecible a largo plazo ⁴⁸.

La existencia de la unión o conexión implante-pilar es uno de los factores más importantes que contribuye al éxito del tratamiento con implantes en los pacientes con pérdida parcial y/o total de su dentición natural. Los sistemas de implantes actuales suelen presentar dos componentes, el implante y el pilar protésico ⁴⁹.

El primer componente es insertado en el hueso alveolar durante la fase quirúrgica y el segundo componente se fija al implante durante la fase prostodóncica para soportar la prótesis correspondiente. Como el éxito de las restauraciones con implantes se basa en conseguir y mantener la oseointegración, es esencial que el implante posea un ajuste preciso, desde un punto de vista biomecánico, con su respectivo pilar para su carga funcional ⁴⁹.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La respuesta biomecánica a la carga funcional constituye un factor determinante en el éxito del tratamiento implantológico a largo plazo. Las cargas funcionales se ejercen sobre las prótesis y son transferidas a los implantes y al hueso circundante. En este sentido, el diseño macroscópico, la angulación y la conexión implante-pilar influyen decisivamente en el estrés sobre los tejidos periimplantarios ⁵⁰.

Durante la función oral, los movimientos mandibulares actúan sobre la conexión pilar-implante que debe resistir estas fuerzas oclusales para preservar la integridad de los tejidos periimplantarios. Es evidente, que la unión entre los implantes y el tejido óseo es más rígida en comparación con la dentición natural que ofrece la existencia del ligamento periodontal ⁵⁰.

Desde un punto de vista biomecánico, la estabilidad de la prótesis sobre implantes depende de la integridad de la conexión del complejo pilar-implante. Las fuerzas oclusales desfavorables pueden generar complicaciones en la unión de la prótesis con el implante, comenzando con la deformación de los materiales y continuando con la pérdida o fractura de los tornillos protésicos, movilidad o fractura de los pilares, e incluso fractura de los implantes ⁵⁵⁻⁵⁶.

Los diferentes diseños de las conexiones implante-pilar presentan diversas características macroscópicas que pueden influir en su estabilidad biomecánica. En este sentido, el diseño macroscópico, el tamaño y la angulación de los implantes, así como de los pilares y el tipo y desarrollo de la conexión implante-pilar influyen de forma decisiva en su comportamiento biomecánico ⁵⁹. En la cavidad oral, los implantes están sometidos a cargas estáticas y dinámicas y los aditamentos que conectan las

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

prótesis con los implantes dentales deben ser capaces de resistir dichas cargas sin fracturarse y sin afectar a la unión implante-pilar ^{50,54}.

Las restauraciones con implantes pueden ser sometidas a diferentes cargas o fuerzas oclusales (axiales, compresivas, tangenciales, oblicuas, de torsión) que deben ser evaluadas para conocer el grado de resistencia para determinar la carga máxima antes de que se pueda producir la fractura de alguno de los componentes del sistema implante-pilar o aparezcan danos estructurales menores que puedan indicar la proximidad de la fractura, como son la aparición de fisuras o grietas en el material ^{97,101}.

En la actualidad, existe una tendencia en implantología oral a la utilización de pilares intermedios transmucosos en rehabilitaciones protodóncicas sobre implantes. ¹⁰⁵⁻¹⁰⁶. La morfología divergente tradicional de los pilares transmucosos parece modificarse hacia el desarrollo de pilares cóncavos o de forma convergente que pueden promover una mayor estabilidad de los tejidos periimplantarios ¹⁰⁷.

Teniendo en cuenta, la biomecánica de los sistemas de implantes y el desarrollo de nuevos diseños de pilares transmucosos intermedios para mejorar el complejo implante-pilar y evitar la fatiga mecánica, los objetivos del presente estudio de investigación doctoral son:

1. La evaluación biomecánica de pilares intermedios transmucosos monobloque y bicomponente.
2. La evaluación biomecánica de pilares intermedios transmucosos cóncavos y rectos

**MATERIAL
Y
MÉTODOS**

1. ELEMENTOS Y EQUIPOS EMPLEADOS.

Para la realización de los ensayos se han empleado los siguientes equipos, con los que se cumplen los requisitos especificados en la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰:

- Máquina universal de ensayos mecánicos MTS 370.02 Bionix.
- Célula de carga MTS 661.19F-01 de 5kN, Clase 1
- Ordenador PC compatible.
- Software de adquisición de datos MTS propio de la máquina de ensayos.
- Útiles para el montaje y carga de las muestras descritos posteriormente, que se atienen a lo dispuesto en la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰.

El laboratorio en el que se realizaron las pruebas está certificado por la Norma ISO 9001:2015 ¹¹¹ para realizar distintos tipos de ensayos mecánicos, entre ellos ensayos de fatiga.

2. MÉTODO DE ENSAYO Y MEDIDAS.

Los ensayos realizados se atienen en todo momento a lo dispuesto en la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰ y el documento de la FDA (Food and Drugs Administration) Class II Special Controls Guidance Document: “Root-form Endosseus Dental Implants and Abutments” ¹¹².

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la realización de las pruebas, el implante se coloca en un casquillo de cobre, que, al ser comprimido por un sistema de mordazas, se deforma plásticamente, de manera que produce un apriete uniforme sobre el implante. El módulo elástico del cobre es cercano a los 100 GPa, valor superior al que establece como mínimo la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰ y un límite elástico menor a los 100 MPa, lo que es inferior al 12% del límite elástico del material del implante (Titanio Grado IV), lo que garantiza que la presión del cobre sobre la muestra no produce una deformación plástica.

El sistema de prensa y las mordazas están montados sobre un soporte con un plano mecanizado a 30° respecto a la horizontal, con las tolerancias de fabricación, que son inferiores a un minuto. Este sistema, presenta unas guías laterales que garantizan el paralelismo entre las partes fijas y móviles del mismo.

El par de apriete que se aplica a los tornillos es suficiente para producir pequeñas deformaciones plásticas en el interior del casquillo por presión de los filetes de rosca del implante, no obstante, es inferior al par que lo deformaría hasta el punto de contactar también la parte interior de la rosca. De esta manera, se evita que se forme un estado tensional espacial, logrando así que las tensiones sobre el implante se mantengan en las proximidades del límite de fluencia del cobre, muy inferior al del titanio. Además, el par de apriete que se aplica a ambos tornillos es idéntico. Con esto se consigue que la presión de anclaje sobre la muestra sea uniforme.

Para asegurar la correcta colocación del implante en el interior del casquillo se emplea un vástago calibrado con una longitud determinada que

MATERIAL Y MÉTODOS

hace de tope. La longitud del vástago depende de la del implante a ensayar y se calcula para que solamente sea comprimida por el casquillo la parte del implante situada a una distancia mayor o igual a 3 mm con respecto al nivel nominal del hueso. Al añadirse la esfera de carga a la muestra, la distancia desde el centro de aplicación de la carga hasta el plano de sujeción del implante será de 11 mm, cumpliéndose por tanto los requisitos de la norma UNE-EN ISO 14801:2017¹¹⁰. Así mismo, el diámetro del vástago es igual al de la muestra de ensayo para garantizar la uniformidad de la presión de anclaje sobre esta.

El procedimiento de montaje de las muestras de ensayo se puede esquematizar en los siguientes pasos:

1. Colocación de las mordazas entre las partes fija y móvil del sistema de prensa.
2. Ubicación del casquillo entre las mordazas y se inserta el vástago en el mismo.
3. Colocación de la muestra en el interior del casquillo presionado hasta asegurar que hace tope sobre el vástago.
4. Apriete manual de los tornillos asegurando que las mordazas se encuentren centradas sobre las partes fija y móvil del sistema de prensa.
5. Aplicación de par de apriete a los tornillos en pequeños incrementos, alternando entre uno y otro para asegurar el paralelismo entre las partes fija y móvil del sistema de prensa, hasta que la muestra quede comprimida por el casquillo. El par de apriete final ha de ser el mismo en ambos tornillos.
6. Colocación del resto de componentes del sistema de implante (tornillo de retención y pilar) y el miembro hemisférico de carga.

MATERIAL Y MÉTODOS

7. Finalmente se coloca el conjunto correctamente sobre la máquina de ensayo y se puede dar comienzo al mismo.

La Figura 2 muestra diversas imágenes del dispositivo, así como del montaje realizado para el ensayo en el laboratorio.

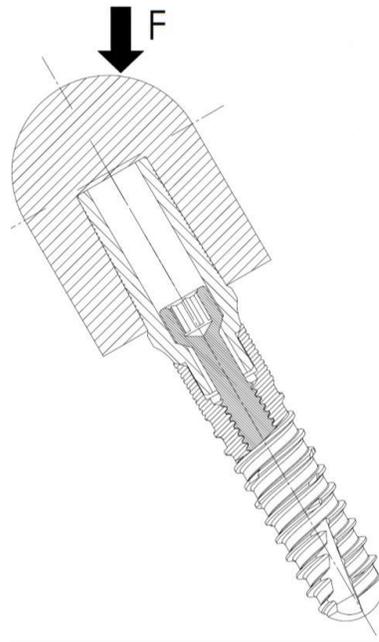


Figura 1. Esquema del montaje del implante en el dispositivo de anclaje fijo.

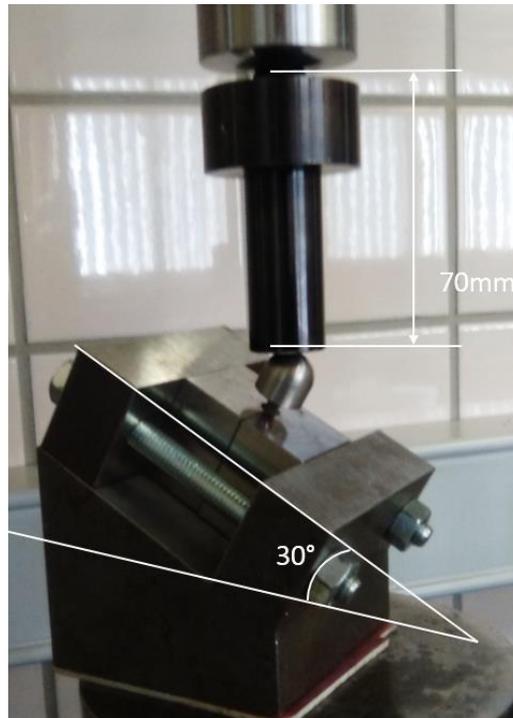


Figura 2. Configuración del ensayo y dispositivo de carga.

De acuerdo con la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰, las cargas cíclicas aplicadas han oscilado siempre entre un valor máximo (P_{max}) y un valor mínimo igual al 10% del máximo ($P_{min} = 0.1 P_{max}$). La elección de los niveles de carga y del número de muestras a ensayar en cada nivel (ver apartado de resultados) se atiene al hecho observado experimentalmente de que la dispersión de los resultados es mayor a cargas bajas. En cualquier caso, se cumplen los requisitos impuestos por la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰. La incertidumbre en la medida de la carga aplicada producida por la célula de carga correspondiente es menor de 5N, valor inferior al máximo permitido que es el 5% de la carga máxima aplicada. El nivel de carga máximo al que ha sido sometido el implante se encuentra en torno al 80% del valor de la carga de fallo

MATERIAL Y MÉTODOS

del mismo, obtenido mediante un ensayo estático en las mismas condiciones geométricas que los ensayos de fatiga.

La frecuencia de aplicación de la carga es 15 Hz.

La carga se transmite a la semiesfera de carga mediante un dispositivo de carga con una superficie plana perpendicular a la dirección de carga de la máquina, tal y como se muestra en la Figura 2. El contacto entre el dispositivo de carga y la semiesfera de carga se produce en un punto. Además, el diseño del dispositivo de carga asegura que no exista ninguna restricción lateral para la dirección transversal de la carga. Esto se consigue mediante un acoplamiento cónico entre la máquina de ensayo y el elemento de aplicación de carga.

3. IDENTIFICACIÓN DEL SISTEMA DENTAL ENDÓSEO ENSAYADO Y SUS COMPONENTES

En la Tabla 1 se resume la información relativa a los componentes que forman el sistema de implantes dentales endóseo ensayado.

Componente	Fabricante	Ref.	Clase	Material	Tratamiento Superficial
Cuerpo		IPX 3512	Cilíndrico-cónico roscado	Titanio Gr 4	Arenado y pasivado ácido
Parte conectora	Pilar multiposición	MUSLA 04020 (B)	Recto	Titanio Gr 5 (Ti6Al4V)	--
	Pilar de carga	PTIMUA 4048	Recto	Titanio Gr 5 (Ti6Al4V)	--
	Tornillo	TMU 4048	--	Titanio Gr 5 (Ti6Al4V)	--

Tabla 1

3.1. DESCRIPCIÓN DEL IMPLANTE DENTAL DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX

El cuerpo del implante dental del Surgimplant IPX (ref. IPX-03512) fabricado por Galimplant ® (Sarria, España), mostrado en la Figura 3, es un implante dental endoóseo, que en conjunto con la rehabilitación protésica a la que estará conectado, se encargará de sustituir los dientes perdidos.

El implante dental Surgimplant IPX (Figura 3) es del tipo de conexión interna. La plataforma del implante presenta un alojamiento hexagonal que permite la aplicación del par para la inserción del implante en el hueso fresado y permite la retención antirrotacional de la prótesis.

El diseño de este implante presenta una rosca con una morfología autorroscante. El material en el que se confeccionan estos implantes es titanio grado IV de acuerdo a la norma ISO- 5832-3:1999.

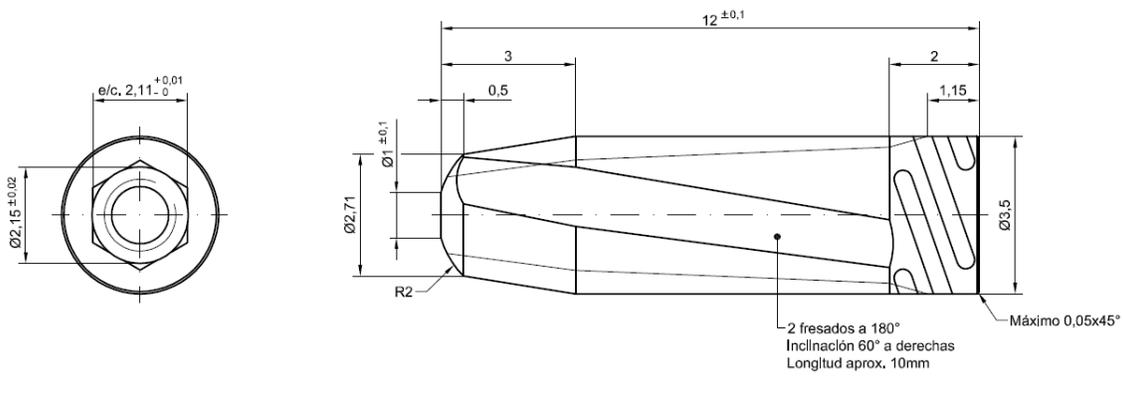


Figura 3: El implante Surgimplant IPX

MATERIAL Y MÉTODOS

Los implantes Surgimplant IPX presentan su superficie tratada mediante un proceso de arenado con alúmina y grabado con ácidos para incrementar la rugosidad superficial del misma. Dicho tratamiento ha sido desarrollado para mejorar las condiciones de oseointegración del implante en el hueso. Se extiende desde la plataforma hasta la zona apical del mismo.

Se ha seleccionado este diseño de cuerpo de implante (ref. IPX 3512), ya que es el menos resistente de todas las dimensiones del sistema SURGIMPLANT IPX gr IV. En total se han ensayado un total de 9 muestras del lote 201811205.

3.2 DESCRIPCIÓN DE LA PARTE CONECTORA.

La parte conectora estudiada está constituida por dos componentes distintos. En primer lugar, la conexión entre el cuerpo del implante y el aditamento se realiza mediante un pilar intermedio multi-posición recto (ref. MUSLA 04020), mostrado en la Figura 4. Este pilar, presenta en su parte superior un saliente octogonal que cumplirá la función de conectar con el segundo componente del aditamento, denominado pilar de carga inmediata. El elemento escogido presenta en su base un saliente roscado que se inserta en el hueco roscado existente en la cabeza del cuerpo del implante. Su función es la de permitir la unión solidaria entre el cuerpo y el aditamento y la de evitar la rotación del pilar de carga inmediata una vez se encuentre instalado.

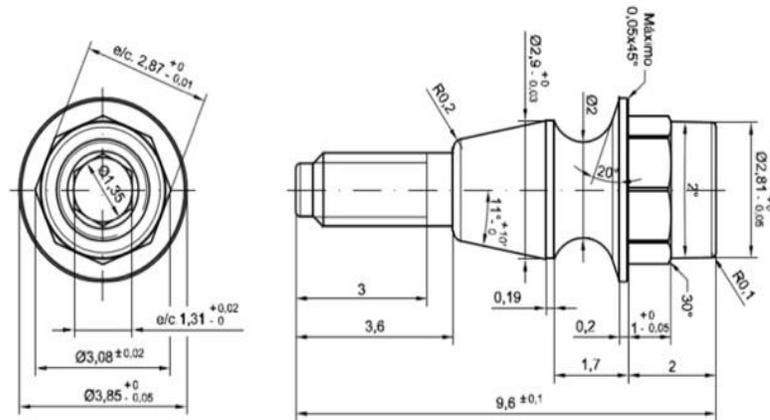


Figura 4: Descripción geométrica del pilar multi-posición MUSLA ref. 04020

Se ha escogido este elemento para los ensayos porque, debido a su geometría y dentro de los aditamentos disponibles para el sistema SURGIMPLANT IPX gr IV, puede ser considerado el más débil desde el punto de vista de la fatiga según las directrices de ensayo marcadas por la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰. Un total de 9 muestras han sido ensayadas pertenecientes al lote de fabricación 201811084.

El otro elemento de la parte conectora es el pilar de carga inmediata (ref. PTIMUA 4048(B)), y se muestra en la Figura 5. Este pilar presenta una parte superior que emerge del implante, una vez está unido al mismo, donde se cementa la rehabilitación protésica fabricada por el protésico dental. El elemento escogido presenta en su base un saliente con una cavidad octogonal que se encaja en el saliente existente en el pilar multiposición, siendo su función

MATERIAL Y MÉTODOS

la de evitar la rotación del elemento protésico respecto al implante. Un total de 9 muestras han sido ensayadas y pertenecen al lote de fabricación 201811220.

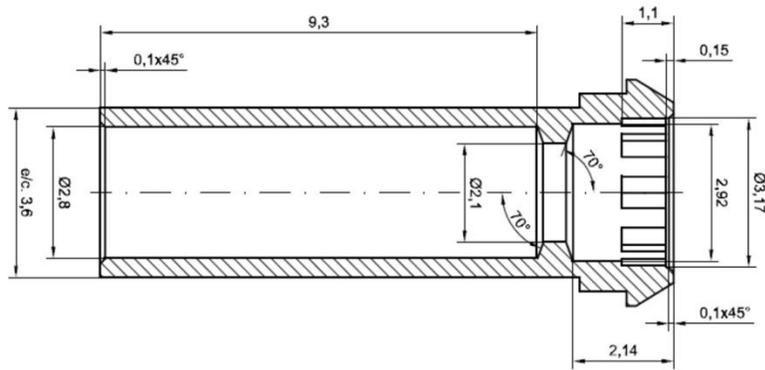


Figura 5: Descripción geométrica del pilar de carga inmediata PTIMUA 4048 (B).

El pilar de carga inmediata PTIMUA 4048 (B) presenta un alojamiento donde se inserta el tornillo de retención de la prótesis (ref. TMU 4048), mostrado en la Figura 6. La función de este tornillo es la de mantener la unión solidaria entre elemento protésico e implante. Se han ensayado 9 muestras pertenecientes al lote de fabricación 201902043.

MATERIAL Y MÉTODOS

Justificación de elección de esta configuración: El cuerpo de implante estudiado es el de menor diámetro, y por ello el menos resistente desde el punto de vista de la fatiga. Además, existen varias longitudes disponibles para el cuerpo del implante, pero este factor no es influyente en su comportamiento a fatiga bajo las condiciones del ensayo prescrito.

En lo que respecta al aditamento escogido para el ensayo, se ha decidido utilizar la combinación MUSLA 04020 + PTIMUA 4048(B) porque a priori, presenta unas características geométricas que permitirían presuponerlo como el más débil entre los aditamentos disponibles para el sistema SURGIMPLANT IPX gr IV.

Sin embargo, la elección del caso más desfavorable desde el punto de vista técnico no es sencilla, y existen posibilidades alternativas. Por ello, se han realizado ensayos adicionales a aquellos aditamentos para los que, desde un punto de vista teórico, no es posible justificar de una manera concluyente que su resistencia a fatiga es superior (o al menos igual) a la del aditamento ensayado.

Intención de uso: Los implantes y pilares estudiados, tienen como fin la reposición de dientes perdidos, de manera que estén preparados para soportar cargas de oclusión y aportar mejores en las funciones inherentes a la boca de las personas, tales como: fonética, masticación, deglución, degustación y relación social,

4. DESCRIPCIÓN DEL MIEMBRO HEMISFÉRICO DE APLICACIÓN DE CARGA

En la Figura 7 se puede observar el diseño del miembro hemisférico de carga, así como la unión de éste con el pilar. Su diseño se asemeja a la fijación al implante de una prótesis dental estándar y asegura un valor de $l=11\text{mm}$ (ver ISO 14801:2017 ¹¹⁰).

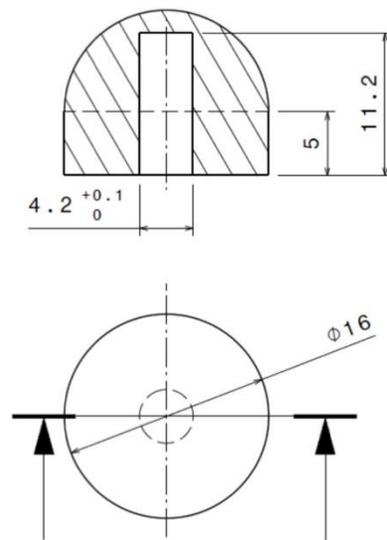


Figura 7: Descripción geométrica del miembro hemisférico de carga utilizado en los ensayos de fatiga del sistema SURGIMPLANT IPX gr IV.

5. OTROS ADITAMENTOS PROTÉSICOS INCLUIDOS EN ESTE ESTUDIO

En esta sección se describen los aditamentos pertenecientes al sistema de implantes dentales estudiado y, en función de la indicación, se justificará de un modo teórico o experimental que su utilización no supone una reducción de la resistencia a la fatiga del sistema ensayado. Estos aditamentos se distribuyen en

tres grupos o familias, que serán descritas y justificadas en el presente apartado. Los planos de fabricación de estos aditamentos se pueden consultar en el ANEXO I.

5.1. FAMILIA MUSLA: PILAR MULTI-POSICIÓN RECTO ESTÉTICO SLIM (MONOBLOQUE)

Estos pilares, permiten en el paciente, desde el momento de la colocación del implante, la conexión definitiva con la prótesis a nivel transmucoso.

Los pilares multiposición de la familia MUSLA se encuentran disponibles en distintas alturas, mostradas en la figura 8 y recogidas en la Tabla 2.

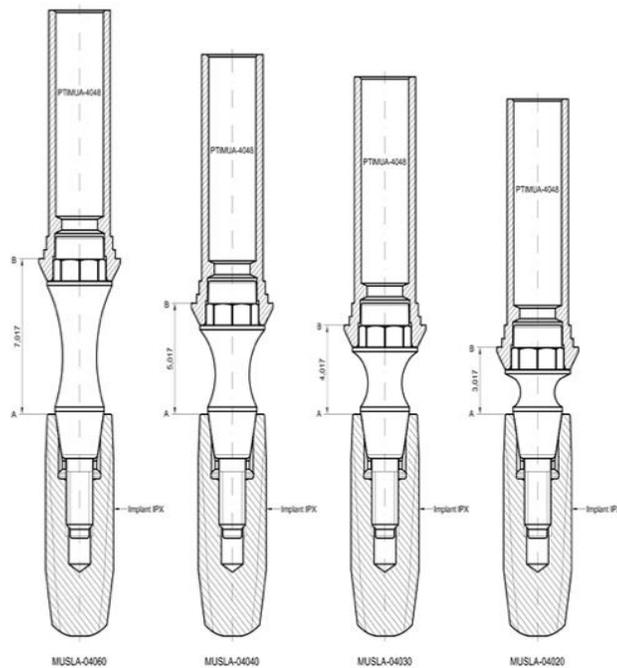


Figura 8: Diferentes alturas disponibles dentro de la familia de pilares multi-posición MUSLA.

MATERIAL Y MÉTODOS

Debido a todos estos motivos, este pilar es el que se ha seleccionado como caso más desfavorable para la obtención de la curva de fatiga del sistema SURGIMPLANT IPX gr IV.

Sin embargo, existen sospechas de que la referencia MUSLA 04060, dada su esbeltez, pudiera presentar problemas de cara a la resistencia a la fatiga y por ello también se han realizado ensayos de comprobación sobre esa referencia. Dichos ensayos han sido realizados bajo las mismas condiciones de ensayo utilizadas en el caso del MUSLA 04020. Para ello, la esfera de carga ha sido específicamente diseñada de forma que durante el ensayo se mantenga la condición de que el centro de la esfera de carga se sitúe a 11 mm del plano de sujeción del cuerpo del implante.

En la práctica, esto se ha conseguido haciendo que los radios de las esferas de carga sean diferentes para las referencias MUSLA 04020 y MUSLA 04060, teniéndose en cuenta para ello que la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰ no establece ningún tipo de limitación en cuanto al radio del miembro hemisférico de carga. Esto se ilustra en la Figura 10, donde puede comprobarse que, en ambos casos, al situarse los centros de las esferas de carga a la misma distancia del plano de sujeción, ambos sistemas pueden considerarse equivalentes desde un punto de vista del ensayo propuesto.

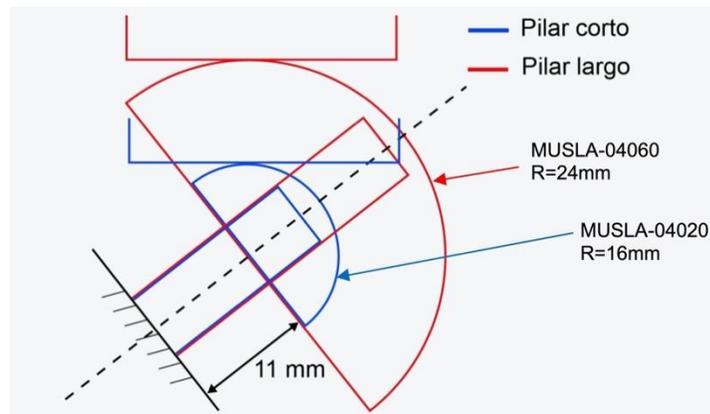


Figura 10: Esquema de las esferas de carga para MUSLA

Los resultados de estos ensayos (MUSLA 04020 y MUSLA 04060) se describen en el apartado 6 y, como podrá comprobarse muestran que ambos aditamentos mantienen su integridad estructural sin deformarse y que las roturas de las muestras ensayadas ocurren en todo momento en el cuerpo del implante, a la altura del plano de sujeción.

5.2. FAMILIA MUSA C: PILAR MULTIPOSICIÓN RECTO ESTÉTICO ANTIRROTACIONAL (2 PIEZAS)

Los pilares multiposición de la familia MUSA están formados por dos componentes, mostrados en la Figura 11 (a los que, para formar el aditamento, habría que añadir el pilar de carga inmediata PTIMUA 4048(B)). La justificación teórica de que el uso de este pilar no supone una reducción de la resistencia a fatiga del sistema SURGIMPLANT IPX gr IV, con respecto a la del mismo sistema equipado con el pilar MUSLA, es compleja y poco concluyente. Por este motivo se ha decidido realizar ensayos justificativos para

MATERIAL Y MÉTODOS

verificar que su uso no reduce la resistencia a fatiga del sistema SURGIMPLANT IPX gr IV.

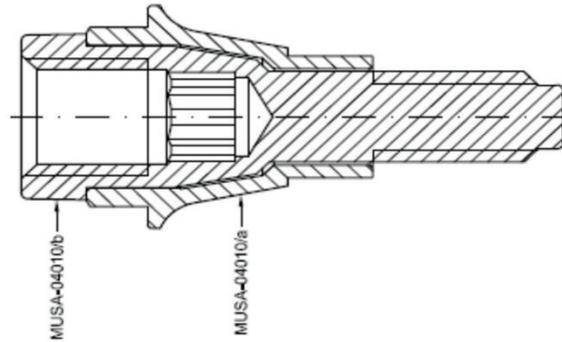


Figura 11: Descripción geométrica del pilar multiposición MUSA C

Los pilares MUSA C se encuentran disponibles en distintas alturas, mostradas en la Figura 12 y recogidas en la Tabla 3.

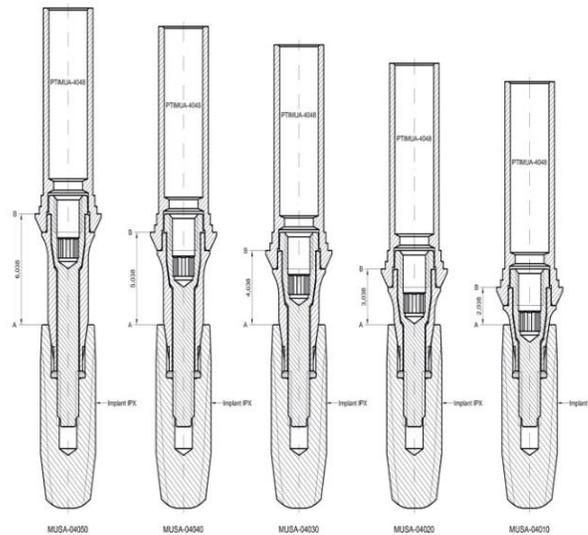


Figura 12: Diferentes alturas disponibles dentro de la familia de pilares multiposición MUSA C.

Referencia	Altura (mm)
MUSA-04010 (C)	1
MUSA-04020 (C)	2
MUSA-04030 (C)	3
MUSA-04040 (C)	4
MUSA-04050 (C)	5

Tabla 3: Diferentes referencias para el pilar multi-posición MUSA (C).

Para los ensayos justificativos de este pilar se ha decidido seleccionar las referencias más baja y más alta (MUSA-04010 y MUSA-04050). Al igual que en el caso del pilar MUSLA, el diseño de las esferas de carga se ha realizado de forma que se asegure que la distancia entre el centro de la esfera y el plano de sujeción del implante, tal y como indica la norma UNE-EN ISO 14801:2017¹¹⁰ y se ilustra en la Figura 13 sea en ambos casos 11 mm. Esto permite asegurar que todas las muestras se realizan bajo las mismas condiciones de carga indicadas en esta normativa.

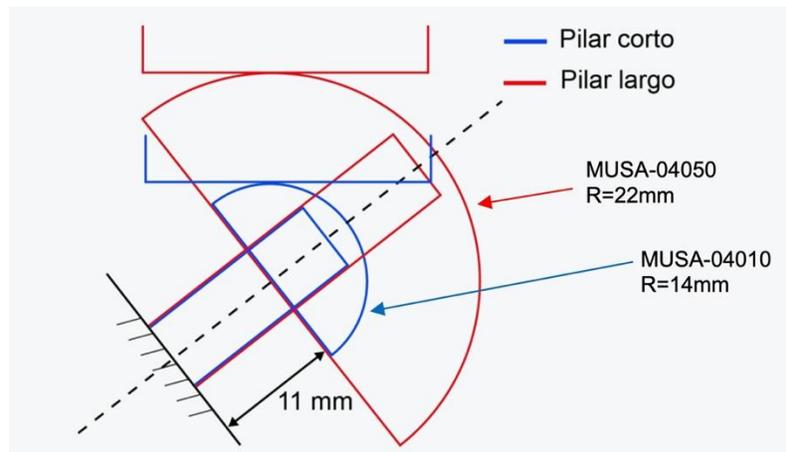


Figura 13: Esquema de las esferas de carga para MUSA

Al igual que en el caso de la familia anterior, los resultados de estos ensayos (MUSA 04010 y MUSA 04050) se describen en el apartado de resultados y, como podrá comprobarse, muestran que ambos aditamentos mantienen su integridad estructural sin deformarse y que las roturas de las muestras ensayadas ocurren en todo momento en el cuerpo del implante, a la altura del plano de sujeción.

5.3. FAMILIA MUSA B: PILAR MULTIPOSICIÓN RECTO ESTÉTICO ANTIRROTACIONAL (MONOBLOQUE)

Esta familia es geoméricamente equivalente a la familia MUSA (C), aunque en este caso el pilar multiposición es monobloque. Al igual que dos familias de pilares descritas anteriormente, la familia MUSA, cuya geometría se muestra en la Figura 14, se encuentra disponible en distintas alturas, recogidas en la Tabla 4.

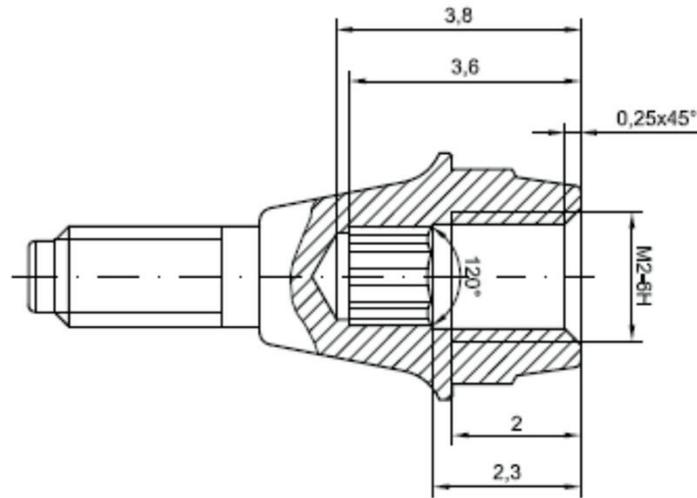


Figura 14: Descripción geométrica del pilar multi-posición MUSA(B).

Referencia	Altura (mm)
MUSA-04010 (B)	1
MUSA-04020 (B)	2
MUSA-04030 (B)	3
MUSA-04040 (B)	4
MUSA-04050 (B)	5

Tabla 4: Diferentes referencias para el pilar multi-posición MUSA(B).

Respecto a la justificación de la resistencia a fatiga de esta familia de aditamentos, se ha considerado que serán, al menos, igual de resistentes que la familia MUSA (C). El motivo es que ambas familias presentan idéntica geometría, y la única diferencia entre ambas es que la versión (C) es bi-componente y la (B) es monobloque. La versión monobloque presenta mayores espesores de pared y, por tanto, se considera más resistente. De esta forma, dado

MATERIAL Y MÉTODOS

que los ensayos muestran que la familia MUSA (C) resulta ser al menos igual de resistente que el aditamento ensayado para obtener la curva de fatiga (MUSLA), no se esperan resultados distintos si se ensayara la familia MUSA (B).

6. CONDICIONES DEL ENTORNO DE ENSAYO

La Tabla 5 resume las condiciones ambientales de la zona donde se han realizado los ensayos. Los resultados obtenidos en los ensayos realizados en condiciones ambiente serán iguales a los que se obtendrían en un ambiente igual al existente en la boca. Por ello, los ensayos se han realizado en condiciones ambiente.

Medio	Temperatura	Humedad Relativa
Aire	20 °C (± 5 °C)	60%

Tabla 5. Condiciones ambientales de la zona donde se han realizado los ensayos.

RESULTADOS

1.IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX

Los resultados muestran los valores de las cargas aplicadas en cada ensayo, así como el número de ciclos que ha soportado los implantes Surgiimplant de conexión interna (ref. IPX-03512) ® y los diversos pilares protésicos testados con sus correspondientes tornillos de conexión (Figura 1).



Figura 1

Implante IPX de conexión interna con aditamentos protésicos

Durante los ensayos del sistema Surgiimplant IPX ®, se ha observado un único modo de fractura, provocado por la iniciación y propagación de una grieta por fatiga. La fractura por fatiga (Código D1) tiene lugar en el cuerpo de implante, a la altura del plano de sujeción (Código L1), como puede observarse en la Figura 2. Como puede comprobarse en dicha figura, el tornillo de retención también resulta fracturado.



Figura 2. Modo de fallo del sistema de implantes.

**2. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX CON
PILAR PROTESICO MULTIPOSICION RECTO MONOBLOQUE
MUSLA (04020)(2mm)(Figura 3)**



Figura 3. Pilar multiposición monobloque MUSLA

RESULTADOS

2.1. MUESTRA 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	10148	L1	D1

2.2. MUESTRA 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	6920	L1	D1

2.3. MUESTRA 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	49605	L1	D1

2.4. MUESTRA 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	44488	L1	D1

RESULTADOS

2.5. MUESTRA 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
120	12	5e6	--	--

2.6. MUESTRA 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
120	12	729426	L1	D1

2.7. MUESTRA 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
100	10	5e6	--	--

2.8. MUESTRA 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
100	10	5e6	--	--

RESULTADOS

2.9. MUESTRA 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
100	10	5e6	--	--

La Tabla 1 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna IPX con los pilares multiposición MUSLA 4020, en relación a todas las cargas aplicadas en cada ensayo, el número de ciclos que ha soportado cada implante, la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo.

Tabla 1

Valores obtenidos, con todas las cargas aplicadas que han soportado los implantes Surgimplant IPX y los pilares multiposición MUSLA 4020

Muestra	Máx Carga (N)	Mín Carga (N)	Vida (Ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	175	17.5	10148	L1	D1
2	175	17.5	6920	L1	D1
3	150	15	49605	L1	D1
4	150	15	44488	L1	D1
5	120	12	5e6	--	--
6	120	12	729426	L1	D1
7	100	10	5e6	--	--
8	100	10	5e6	--	--
9	100	10	5e6	--	--

RESULTADOS

3. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX CON PILAR PROTESICO MULTIPOSICION RECTO MUSLA 04060 (6 mm)

3.1. MUESTRA 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	75415	L1	D1

3.2. MUESTRA 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	72465	L1	D1

3.3. MUESTRA 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	33074	L1	D1

3.4. MUESTRA 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	264154	L1	D1

RESULTADOS

3.5. MUESTRA 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	115255	L1	D1

3.6. MUESTRA 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	73789	L1	D1

3.7. MUESTRA 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	1317423	--	--

3.8. MUESTRA 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	3710762	--	--

RESULTADOS

3.9. MUESTRA 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	135555	L1	D1

La Tabla 2 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna IPX con los pilares multiposición MUSLA 4060, en relación a todas las cargas aplicadas en cada ensayo, el número de ciclos que ha soportado cada implante, la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo.

Tabla 2

Valores obtenidos, con todas las cargas aplicadas que han soportado los implantes Surgimplant IPX y los pilares multiposición MUSLA 4060

Muestra	Máx Carga (N)	Mín Carga (N)	Vida (Ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	175	17.5	75415	L1	D1
2	175	17.5	72465	L1	D1
3	175	17.5	33074	L1	D1
4	150	15	264154	L1	D1
5	150	15	115255	L1	D1
6	150	15	73789	L1	D1
7	130	13	1317423	--	--
8	130	13	3710762	--	--
9	130	13	135555	L1	D1

RESULTADOS

4. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX CON PILAR PROTESICO MULTIPOSICION MUSA 04010 (1 mm)(Figura 4)



Figura 4 Pilar multiposición bicomponente MUSA

4.1. MUESTRA 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	76466	L1	D1

4.2. MUESTRA 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	10837	L1	D1

4.3. MUESTRA 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	8825	L1	D1

RESULTADOS

4.4. MUESTRA 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	34270	L1	D1

4.5. MUESTRA 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	2468434	--	--

4.6. MUESTRA 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	1017729	--	--

4.7. MUESTRA 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	1183000	--	--

RESULTADOS

4.8. MUESTRA 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	1080089	--	--

4.9. MUESTRA 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	1274476	L1	D1

La Tabla 3 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna IPX con los pilares multiposición MUSA 4010, en relación a todas las cargas aplicadas en cada ensayo, el número de ciclos que ha soportado cada implante, la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo.

Tabla 3

Valores obtenidos, con todas las cargas aplicadas que han soportado los implantes Surgimplant IPX y los pilares multiposición MUSA 4010

Muestra	Máx Carga (N)	Mín Carga (N)	Vida (Ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	175	17.5	76466	L1	D1
2	175	17.5	10837	L1	D1
3	175	17.5	8825	L1	D1
4	150	15	34270	L1	D1
5	150	15	2468434	--	--
6	150	15	1017729	--	--
7	130	13	1183000	--	--
8	130	13	1080089	--	--
9	130	13	1274476	L1	D1

RESULTADOS

5. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX CON PILAR PROTESICO MULTIPOSICION MUSA 04050 (5 mm)

5.1. MUESTRA 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	45335	L1	D1

5.2. MUESTRA 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	42237	L1	D1

5.3. MUESTRA 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	13286	L1	D1

5.4. MUESTRA 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	1.29E+06	--	--

RESULTADOS

5.5. MUESTRA 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	91534	L1	D1

5.6. MUESTRA 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	1.10E+06	--	--

5.7. MUESTRA 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	557987	L1	D1

5.8. MUESTRA 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	110845	L1	D1

RESULTADOS

5.9. MUESTRA 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
130	13	1.10E+06	--	--

La Tabla 4 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna IPX con los pilares multiposición MUSA 4050, en relación a todas las cargas aplicadas en cada ensayo, el número de ciclos que ha soportado cada implante, la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo.

Tabla 4

Valores obtenidos, con todas las cargas aplicadas que han soportado los implantes Surgimplant IPX y los pilares multiposición MUSA 4050

Muestra	Máx Carga (N)	Mín Carga (N)	Vida (Ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	175	17.5	45335	L1	D1
2	175	17.5	42237	L1	D1
3	175	17.5	13286	L1	D1
4	150	15	1.29E+06	--	--
5	150	15	91534	L1	D1
6	150	15	1.10E+06	--	--
7	130	13	557987	L1	D1
8	130	13	110845	L1	D1
9	130	13	1.10E+06	--	--

La Figura 2 muestra la curva de fatiga obtenida a partir de los resultados de los ensayos mostrados en las Tablas 1-4. Este diagrama

RESULTADOS

Los resultados obtenidos demuestran que los implantes SURGIMPLANT IPX con sus aditamentos o pilares protésicos MUSLA y MUSA tienen una resistencia media a la fatiga como la mostrada en la Figura 2 o mayor. Igualmente, cabe decir que el límite de carga de fatiga (LF, según la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰) es $LF = 100 \text{ N}$.

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

Los sistemas de implantes dentales con sus diversos componentes quirúrgicos (implantes) y protésicos (pilares y tornillos de conexión) deben estar diseñados y fabricados para asegurar su éxito en el medio oral y además poder soportar las cargas masticatorias durante un largo periodo de tiempo, lo que implica la necesidad de que los sistemas de implantes dentales estén elaborados de materiales con una resistencia adecuada que garantice su longevidad más de 20 años ¹¹⁴⁻¹¹⁶.

Cuando el complejo pilar-implante es sometido a cualquier tipo de carga funcional oclusal, se genera una cantidad importante de estrés mecánico dependiendo del tipo de fuerza (dirección, intensidad, repetición temporal) y del tipo de sistema de implante (ej. conexión interna o externa) pilar (ej. mecanizado, calcinable, inclinado) o prótesis (ej. unitaria, parcial, total) o del tipo de unión protésica (ej. cementado, atornillado de la prótesis) ¹¹⁷.

La concentración del estrés mecánico resultante de las fuerzas oclusales sobre la prótesis sobre implantes puede transmitirse al complejo implante-pilar, provocando movilidad y fractura de los componentes (implante, pilar, tornillo protésico) y a la interfase hueso-implante provocando pérdida de hueso marginal crestal y microfracturas en la unión implante-pilar ^{94,118}.

La magnitud del estrés mecánico, el tipo de implante, y el nivel previo de hueso marginal va a determinar la intensidad o gravedad de la respuesta tisular. La sobrecarga oclusal va a determinar la pérdida de hueso alrededor del implante a nivel cervical. En este sentido, los sistemas de

DISCUSIÓN

implantes con diseños internos del complejo pilar-implantes van a ser más favorables con una distribución de las fuerzas más homogéneas alrededor del implante con una deformación menor de la cresta ósea ^{94,117}.

La cuantificación de la respuesta del hueso del huésped (formación y reabsorción óseas) como consecuencia de las sobrecargas oclusales puede ayudar a comprender clínicamente, la influencia de la ratio implante/corona (altura de los dientes protésicos con respecto a la longitud de los implantes) o de la formación/destrucción del hueso marginal ¹¹⁹.

En este sentido, además de esta respuesta ósea biomecánica basada en la ratio corona/implante, algunas diferencias pueden ser relacionadas también con la superficie del implante, la técnica quirúrgica, y la densidad del hueso que soporta el implante. De hecho, la calidad del hueso alveolar está muy relacionada con el módulo de elasticidad del hueso, por lo que puede influir de forma diferente si los implantes están colocados en el sector anterior mandibular (hueso tipo I) o por el contrario en el sector posterior maxilar (hueso tipo II) ¹²⁰.

La investigación experimental ha demostrado que las conexiones implante-pilar pueden sufrir deformaciones cuando se insertan los implantes en hueso denso (ej. tipo II). Los diversos tipos de conexiones internas (hexagonales, trilobuladas y cuatrilobuladas) pueden presentar diferentes comportamientos biomecánicos con deformaciones y liberación de partículas de titanio de la conexión durante la inserción de los implantes y posteriores deformaciones con el torque de colocación de los pilares protésicos ¹²¹.

DISCUSIÓN

Las sobrecargas oclusales pueden provocar diferentes patrones de respuesta de los tejidos periimplantarios, dependiendo del tipo de prótesis realizadas sobre los implantes. En los pacientes edéntulos, la presencia de rehabilitaciones completas con extremos libres (cantiléver) pueden provocar una mayor reabsorción ósea. En los pacientes parcialmente edéntulos, esta situación funcional está relacionada con el estado de la arcada antagonista y la longitud de la prótesis fija con presencia de pónicos y/o extremos libres ¹²².

En la actualidad, diversos estudios analizan los nuevos diseños de los sistemas de implantes y de los componentes protésicos para mejorar su respuesta biomecánica mediante protocolos de carga estática y cíclica que mejoren su aplicación clínica ^{55-56,98-99,123}. Los estudios experimentales en laboratorio de ingeniería han demostrado que el éxito del tratamiento con implantes dentales está relacionado con su resistencia a las fuerzas oclusales excesivas más desfavorables ¹¹⁶⁻¹²⁴.

El diseño macroscópico (incluyendo su diámetro y longitud) de los componentes de los sistemas de implantes está relacionado con la distribución de las fuerzas que se generan durante la masticación o el contacto oclusal repetitivo (bruxismo) al hueso periimplantario a través del complejo implante-pilar. La macrogeometría de la interfase implante-pilar parece ser un factor de influencia para la transmisión del estrés mecánico alrededor del implante ¹²⁵⁻¹²⁷.

Los implantes con dos componentes, una conexión interna y un pilar conectado por el tornillo protésico, como los utilizados en este estudio doctoral, se han convertido en los sistemas más frecuentes en la práctica

DISCUSIÓN

implantológica cotidiana porque consiguen una gran estabilidad mecánica y ofrecen una mayor resistencia a la pérdida del torque del pilar y/o tornillo protésico, lo que favorece el éxito a largo plazo de las restauraciones ^{49,56,129}.

Por tanto, la elección de la macrogeometría interna, especialmente, cónica, de los sistemas de implantes puede prevenir problemas derivados de la sobrecarga oclusal como la pérdida ósea marginal, la movilidad de los pilares y de la prótesis, así como la fractura de cualquier componente (tornillo protésico, pilar e implante) para evitar las complicaciones biológicas y mecánicas que pueden disminuir los resultados clínicos favorables ¹²⁵⁻¹²⁷.

La investigación experimental para valorar los nuevos diseños de las conexiones de los sistemas de implantes basada en la tecnología actual está intentando modificar las conexiones implante-pilar para mejorar las propiedades de los materiales utilizados en sus componentes y lograr una mayor estabilidad biomecánica que asegure su comportamiento favorable a largo plazo ante las fuerzas oclusales existentes durante la función oral ¹²⁹.

En los últimos años se ha introducido en la práctica clínica de la implantología oral, los pilares intermedios transmucosos entre los implantes y los pilares convencionales para mejorar la respuesta biomecánica y biológica de la conexión implante-pilar y conseguir una precarga funcional que asegure mejor la estabilidad funcional de la restauración prostodóncica ¹³⁰.

DISCUSIÓN

Entre los objetivos de los tests de fatiga cíclica se describen el análisis estandarizado de los diferentes mecanismos que aseguren la conexión implante-pilar. El análisis de las fuerzas de cargas axiales y tangenciales que influyen en la fatiga de estos materiales es importante porque pueden producir un daño progresivo, localizado y permanente de la estructura de un material (ej. implante, pilar, tornillo de conexión) sometido a repetidos ciclos de tensión ^{52,124}.

De hecho, el presente estudio doctoral de fatiga cíclica ha demostrado una gran estabilidad de los pilares intermedios transmucosos ensayados, ya que los fallos del sistema de implante de conexión interna se han producido por fractura de los implantes y de los tornillos protésicos, mientras que los pilares han permanecido íntegros y unidos, demostrando la gran fijación biomecánica de este sistema de implantes ^{49,52,56}.

Este protocolo ha sido utilizado en diversos trabajos de investigación sobre fatiga cíclica mecánica de diferentes sistemas de implantes dentales. Los estudios biomecánicos de conexiones externas e internas de implantes han valorado la respuesta de los materiales a millones de cargas repetitivas para evaluar la resistencia de los implantes y de sus conexiones protésicas y de esta forma mejorar su calidad y eficacia ^{52,57,59}.

Estos ensayos de fatiga se realizan mediante una carga cíclica variable de amplitud predeterminada y se registra el número de ciclos de carga hasta que ocurre un fallo. Las propiedades de fatiga de los ensayos se determinan por el número de muestras ensayadas. Experimentalmente, se utilizan fuerzas de carga axiales, pero aplicadas con un grado de inclinación, para simular fuerzas tangenciales, sobre el complejo implante-

DISCUSIÓN

pilar evaluando su resistencia en los diferentes sistemas de implantes ¹³¹.

La interpretación del límite de fatiga en los sistemas de implantes se define como el valor de la carga máxima que pueden resistir durante 5 millones de ciclos. Para estandarizar este método de ensayo en el laboratorio la norma ISO 14801 ¹¹⁰ indicó aplicar el peor escenario posible para la interfase implante-pilar, lo que podía marcar una tendencia observable para los investigadores y clínicos del campo de la implantología oral ¹²⁹.

El presente estudio de investigación doctoral ha utilizado un ensayo con 9 especímenes de cada implante con un tipo de pilares intermedios transmucosos MUSLA ® y/o MUSA ® de diferentes alturas (2 mm, 5 mm, 6 mm y 10 mm), con un protocolo de hasta 5 millones de ciclos, con una carga entre 175 y 100 Ncm y una frecuencia de carga de 16,7 Hz, demostrando unos buenos resultados biomecánicos con una respuesta favorable de la interfase implante-pilar (Tablas 1-4 de Resultados)

La utilización de estos pilares intermedios transmucosos desarrolla un área de fricción en los sistemas de conexión interna que es favorecido por el tornillo de fijación con el implante. La elección de la altura y diámetro de los pilares intermedios puede modificar la respuesta biomecánica y favorecer una mejor respuesta a las fuerzas oclusales. Esta altura va a depender de la distancia entre el borde del implante y el nivel de la mucosa periimplantaria ¹³²⁻¹³³.

Esta relación posible entre la altura de los pilares intermedios transmucosos y la estabilidad de la conexión implante-pilar constituye un

DISCUSIÓN

punto de controversia ya que los resultados de los diversos estudios no son concluyentes. Esta estabilidad es importante para evitar la pérdida del torque de precarga y el consiguiente fracaso de la rehabilitación implantosoportada. En este sentido, alguna investigación ha demostrado que no hay diferencias en los valores de torques obtenidos en la precarga según las diferentes alturas de los pilares transmucosos ¹³⁰.

Sin embargo, algunos estudios han demostrado que la altura de los pilares intermedios transmucosos presentan un efecto sobre la sobrecarga oclusal de la unión implante-pilar. Los pilares intermedios transmucosos de mayor altura sometidos a ensayos cíclicos de fatiga mecánica estarían directamente relacionados con una mayor pérdida del torque de apretamiento del tornillo ¹³².

Estos resultados son confirmados por otra investigación que demuestra que en los sistemas de implantes con conexiones internas cónicas sometidos a fatiga cíclica, los pilares intermedios transmucosos de menor altura y mayor diámetro presentan la mejor respuesta biomecánica y resistencia a la compresión. Contrariamente, los pilares intermedios con una mayor altura y un diámetro menor presentan peores resultados ¹³³.

El presente estudio de investigación doctoral sobre el test de fatiga o carga cíclica mecánica constituye un método eficaz para determinar la integridad de los componentes de los sistemas de implantes (implantes, pilares y tornillos de conexión) con el objetivo de investigar y desarrollar nuevos aditamentos protésicos para los sistemas de implantes. Este tipo de tests es reproducible y permite analizar, comparativamente, la respuesta

DISCUSIÓN

biomecánica de diferentes diseños de los elementos del complejo pilar-implante bajo condiciones estandarizadas de carga cíclica ¹³⁴.

Este protocolo estandarizado de fatiga cíclica para estudios de sistemas de implantes dentales ha sido desarrollado por un consejo de expertos científicos e industriales de la Organization for International Standardization (ISO 14081) con unas recomendaciones para evaluar implantes dentales intraóseos transmucosos y autorizar su comercialización en Europa ¹¹⁰.

En este sentido, el presente estudio doctoral representa una investigación experimental sobre la resistencia de materiales dentales para implantología oral para su posterior aplicación clínica. De hecho, el estudio de investigación valora la respuesta a la fatiga cíclica de dos pilares intermedios multiposición bicomponente y monobloque con curvatura (MUSLA ®) o y rectos (MUSA ®) para implantes de conexión interna.

Los aditamentos o pilares transmucosos MUSLA ® se han seleccionado para los ensayos porque, debido a su geometría curva más estrecha, puede ser considerado el más débil desde el punto de vista de la fatiga según las directrices de ensayo marcadas por la norma UNE-EN ISO 14801:2017 ¹¹⁰. Sin embargo, la elección del caso más desfavorable para los ensayos no es sencilla desde un punto de vista biomecánico teórico.

En concreto, el pilar multiposición transmucoso MUSLA ® ha sido seleccionado porque se sospecha que la zona crítica más estrecha pudiera ser una zona de iniciación de grietas por fatiga debido a que el radio de curvatura hace que se produzca el fenómeno de concentración de tensión

DISCUSIÓN

(la tensión se incrementa en la zona del radio de curvatura). Además, se suma al hecho de que la sección del pilar en esa zona es muy pequeña, por presentar un alojamiento interior hexagonal para la aplicación del torque durante su inserción en el implante ¹¹⁵.

Por este motivo se ha decidido realizar ensayos adicionales con otros aditamentos protésicos (pilares rectos MUSA ®) para los que, desde un punto de vista teórico, no es posible justificar de una manera concluyente que su resistencia a fatiga es superior (o al menos igual) a la del pilar transmucoso MUSLA ® ensayado. En este sentido, el presente estudio de fatiga cíclica demuestra que ambos pilares multiposición, curvos y rectos, no presentan una reducción de la resistencia a fatiga del sistema, porque en todos los ensayos el punto de fallo ha sido siempre el cuerpo del implante y el tornillo de conexión (Tablas 1-4 de Resultados).

Desde un punto de vista biomecánico, las posibles complicaciones de los componentes de los sistemas de implantes como puede ser la aparición de una fractura del cuerpo de un implante y/o de los pilares y tornillos protésicos depende por un lado de factores extrínsecos, o sea las fuerzas oclusales que actúan sobre la estructura macroscópica de estos elementos quirúrgicos y prostodóncicos y de factores intrínsecos resultantes de su módulo de elasticidad o de su resistencia estructural ^{53,135}.

La precisión del ajuste de los componentes del complejo implante-pilar es fundamental para el éxito de su comportamiento biomecánico. El desajuste entre la plataforma del implante y el pilar de la prótesis origina un espacio, microgap, que puede dar lugar a fracturas del tornillo de conexión y otros componentes protésicos, fractura del implante, y distribución

DISCUSIÓN

inadecuada de fuerzas al hueso, así como complicaciones biológicas relacionadas con la contaminación bacteriana (mucositis, periimplantitis) 56,76,115 .

La existencia de un microgap como consecuencia de un desajuste entre el implante y el pilar transmucoso puede producirse como consecuencia de su comportamiento biomecánico o su pérdida del torque de precarga. Este tipo de problema puede ser más manifiesto cuando se utilizan aditamentos protésicos (ej. pilares) que no son originales, es decir, que no son fabricados por la misma empresa que fabrica los implantes. En estos casos, la posibilidad de desarrollar microgaps se incrementa notablemente ¹³⁶.

Hay evidencia científica de la existencia de microgap o de deformaciones en la conexión implante-pilar previamente a la carga funcional, que puede ser demostrada en imágenes de microscopia electrónica de barrido, y que se incrementa durante el test de fatiga cíclica lo que sugiere un problema importante de ajuste en la interfase entre el pilar y el implante ¹³⁷. Frecuentemente, la falta de precisión en el ajuste de la conexión implante-pilar puede ser originada por una deformación del material de titanio del implante como consecuencia de sobrecargas oclusales, fuerzas no axiales, colocación de restauraciones sin ajuste pasivo y apretamiento inadecuado del tornillo protésico ¹³⁸.

Los tornillos protésicos son también muy importantes para consolidar la unión implante-pilar. En los implantes con conexión interna como los implantes IPX ® utilizados en este estudio de investigación doctoral, la conexión presenta una mayor capacidad antirrotacional y una

DISCUSIÓN

mejor resistencia de la interfase implante-pilar, por lo que solamente con un torque de 30 Ncm se consigue una estabilidad primaria adecuada ^{49,52,56}.

En el presente estudio, el torque utilizado en todas las conexiones implante-pilar ensayadas era de 30 Ncm que constituye un torque de apretamiento adecuado, teniendo en cuenta que entre 25 Ncm y 40 Ncm, el microscopio electrónico de barrido no demuestra daños en la morfología del tornillo protésico indicando que está por debajo del límite elástico del material ¹¹⁶.

El tornillo de conexión protésica es un elemento importante en la unión implante-pilar, ya que su configuración macroscópica influye esencialmente en el ajuste del implante y el pilar, siendo un elemento esencial en la estabilidad a largo plazo de la restauración protésica sobre el implante ²⁸. La colocación del tornillo de conexión de forma adecuada uniendo el pilar y el implante y su posterior torque de fijación constituye un paso esencial para conseguir una buena respuesta biomecánica de todo el complejo implante-pilar, evitando problemas derivados de microgap, desajuste, movilidad y fractura de este componente protésico ¹³⁹⁻¹⁴⁰.

En el presente estudio de investigación doctoral también se fracturó el tornillo protésico, que fija el pilar transmucoso y el implante a través de su conexión interna, este acontecimiento adverso obtenido en este estudio experimental, demuestra la importancia de realizar ensayos de fatiga cíclica para evaluar el comportamiento biomecánico de los componentes de los sistemas de implantes dentales con nuevos diseños y materiales previamente a su aplicación clínica ^{55-56,125,131}.

DISCUSIÓN

El presente estudio de fatiga cíclica demuestra que la repetición de cargas entre 175 y 100 Ncm durante millones de ciclos repetitivos provocan una buena respuesta de la interfase implante con pilares transmucosos cóncavos (MUSLA ®) y rectos (MUSA ®) ya que los fallos se producen por fracturas en la parte más débil del cuerpo del implante y en el tornillo protésico. Estos resultados experimentales no se corresponden con las diversas situaciones biomecánicas clínicas porque entran en juego otros factores como el tamaño y diseño del implante, el tipo de oclusión, y el tipo de prótesis realizada ^{49,59}.

No obstante, los estudios de fatiga cíclica se realizan con una metodología que engloba ciclos superiores con cargas repetitivas que superan normalmente la amplitud fisiológica de las fuerzas oclusales que soportan las restauraciones con implantes. En este sentido, constituyen aproximaciones en modelos experimentales a la resistencia de los materiales utilizados en los sistemas de implantes durante las funciones orales ^{59,97,101}.

Aunque la norma ISO 14801 ofrece un protocolo estandarizado para la carga cíclica, sin embargo, no presenta recomendaciones exactas para evaluar positiva o negativamente, la resistencia de los sistemas de implantes para su aplicación clínica. La mayoría de los estudios e investigaciones sobre el comportamiento biomecánico realizados mediante este tipo de ensayo de fatiga mecánica considera la realización de 5 millones de ciclos repetidos como suficientes para estimar el límite de fatiga ^{49,52,57,97-98,101}.

DISCUSIÓN

Desde un punto de vista teórico, 5 millones de ciclos son equivalentes a 20 años de función oral masticatoria, teniendo en cuenta que la media entre los humanos es de 250.000 ciclos por año. Esta realidad asume el hecho de que los sistemas de implantes que presentan resultados favorables en los ensayos de fatiga cíclica, pueden de forma exitosa responder adecuadamente a las situaciones clínicas orales durante los años de supervivencia de las restauraciones con implantes ¹²⁹.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

PRIMERA. Los ensayos de fatiga mecánica cíclica representan un método estandarizado y adecuado para evaluar la resistencia del complejo pilar-implante y conocer su grado de eficacia biomecánica.

SEGUNDA. Los pilares intermedios transmucosos, de conexión interna, cóncavos y rectos, presentaron una respuesta favorable a la carga cíclica, independientemente, de su diseño morfológico o macrogeometría.

TERCERA. Los dos tipos de pilares intermedios transmucosos, monobloques o bicomponentes, semejantes en su conexión interna coincidieron en su buena respuesta biomecánica en el ensayo de fatiga cíclica.

CUARTA. Los pilares intermedios transmucosos ensayados demostraron una alta resistencia a la fatiga cíclica y no presentaron defectos estructurales en su comportamiento biomecánico.

QUINTA. Los implantes presentaron su línea de fractura a nivel del cuerpo en el área crítica de menor anchura de la conexión interna y los tornillos protésicos también sufrieron una fractura simultánea.

SEXTA. La investigación experimental de nuevos sistemas de implantes dentales con sus aditamentos protésicos debe ser desarrollada con la innovación y tecnología necesarias para mejorar su respuesta biomecánica en la clínica implantológica.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Attard NJ, Zarb, G.A. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto study. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 417-424.
2. Velasco-Ortega E, Jiménez-Guerra A, Monsalve-Guil L, Ortiz-Garcia I, Nicolas-Silvente AI, Segura-Egea JJ, López-Lopez J. Long-term clinical outcomes of treatment with dental implants with acid etched surface. *Materials* 2020; 13:1553.
3. Gehrke SA, Tumedei M, Aramburú Jr J, Treichel TLE, Kolerman R, Lepore S, Piattelli A, Iezzi G. Histological and histomorphometrical evaluation of a new implant macrogeometry. A sheep study. *Int J Environ Res Public Health* 2020; 17: 3477.
4. Velasco-Ortega E, Ortiz-García I, Jiménez-Guerra J, Monsalve-Guil L, Muñoz-Guzón F, Gil FJ. Comparison between sandblasted-acid etched and oxidized titanium dental implants: *In vivo* study. *Journal of Molecular Sciences* 2019; 20:13.
5. Nicolas-Silvente AI, Velasco-Ortega E, Ortiz-Garcia I, Monsalve-Guil L, Gil J, Jiménez-Guerra A. Influence of the titanium implant surface treatment on the surface roughness and chemical composition. *Materials* 2020; 13:314.
6. Pellegrini G, Francetti L, Barbaro B, del Fabbro M. Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. *J Invest Clin Dent* 2018, 9: 12349.
7. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 63-74.
8. Barfeie A, Wilso J, Rees, J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br Dent J* 2015; 218: 9.

BIBLIOGRAFÍA

9. Gu CY, Tang ATH, Tsoi JKH, Matinlinna JP. Effects of different blasting materials on charge generation and decay on titanium surface after sandblasting. *J Mech Behav Biomed Mat* 2014; 32:145-154.
10. Conserva E, Menini M, Ravera G, Pera P. The role of surface implant treatments on the biological behavior of SaOS-2 osteoblast-like cells. An in vitro comparative study. *Clin Oral Impl Res* 2013; 24: 880-889.
11. Velasco-Ortega E, Alfonso-Rodríguez C, Monsalve-Guil L, España-López A, Jiménez-Guerra A, Garzón I, Alaminos M, Gil FJ. Relevant aspects in the surface properties in titanium dental implants for the cellular viability. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016; 64: 1-10.
12. Velasco-Ortega E, Monsalve-Guil L, Jiménez A, Ortiz I, Moreno-Muñoz J, Nuñez-Márquez E, Pegueroles M, Perez R, Gil FJ. Importance of the surface roughness and residual stress of dental implants on fatigue and osseointegration behavior in rabbits. *J Oral Implantol* 2016; 42: 469-476.
13. Cho S, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials* 2003; 24:3611-3617.
14. Yurttutan ME, Keskin A. Evaluation of the effects of different sand particles used in dental implant roughened for osseointegration. *BMC Oral Health* 2018; 18:47.
15. Takeuch M, Ab Y, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazak M, Akagawa Y. Acid pretreatment of titanium implants. *Biomaterials* 2003; 24: 1821-1827.
16. Jemat A, Ghazali MJ, Razal M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed Res Int* 2015; 791725.
17. Ba S, Iwaya Y, Kono H, Sato H. Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. *Dent. Mater.* 2006; 22: 1115-1120.
18. Klokkevol PR, Nishimur RD, Adachi M, Caput A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8:442-447.

BIBLIOGRAFÍA

19. Blatt S, Pabs AM, Schiegnitz E, Hosang M, Ziebart T, Walter C, Al-Nawas B, Klein MO. Early cell response of osteogenic cells on differently modified implant surfaces: Sequences of cell proliferation, adherence and differentiation. *J Cranio Maxillo Fac Surg* 2018; 46:453-460.
20. Wally ZJ, van Grunsven W, Claeysens F, Goodall R, Reilly GC. Porous titanium for dental implant applications. *Metals* 2015; 5:1902-1920.
21. Le Guéhennec L, Soueida A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; 23: 844-854.
22. Ki H, Choi H, Ryu JJ, Koh SY, Park JH, Lee IS. The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. *Biomed Mater* 2008; 3: 25011.
23. He FM, Yang GL, Li YN, Wang XX, Zhao SF. Early bone response to sandblasted, dual acid-etched and H₂O₂/HCl treated titanium implants: an experimental study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 677-681.
24. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants. Past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005; 71: 327-327.
25. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16 (Suppl): 1-132.
26. Henry PJ. A review of guidelines for implant rehabilitation of the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 2002 ; 87 : 281-288.
27. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 188-196.

BIBLIOGRAFÍA

28. Eliasson A, Palmquist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 505-510.
29. Branemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants and modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Impl Res* 1995; 6 : 227-231.
30. Velasco E, García A, Pato J, Cruz JM, Lorrio JM. El tratamiento con implantes en pacientes edéntulos totales mandibulares mediante rehabilitación fija. *Av Perio Impl Oral* 2007; 19: 151-159.
31. Pato J, Cruz JM, Lorrio JM, Poyato M, Velasco E. El tratamiento con implantes en pacientes edéntulos totales maxilares mediante rehabilitación fija. *Arch Odontoestomatol* 2007; 23: 197-204.
32. Galarza Estebaranz P, Díaz Prada FJ, López Castro JJ, Pérez Fontal V. La rehabilitación fija sobre implantes en pacientes edéntulos totales. Un estudio a dos años. *Av Periodon Impl Oral* 2015; 27, 3: 135- 144.
33. Lingeshwar D, Dhanasekar B, Aparna IN. Diagnostic imaging in implant dentistry. *Int J Oral Impl Clin Res* 2010; 1:147-153.
34. Nagarajan A, Perumalsamy R, Thyagarajan R, Namasivayam A. Diagnostic imaging for dental implant therapy. *J Clin Imaging Sci* 2014; 4:4.
35. Ortiz I, Villaplana L, Jiménez Á, Matos N, España A, Moreno J, Núñez E, Velasco E. Implantes insertados por expansión crestal con osteotomos en el maxilar superior. Un estudio clínico a 3 años. *Av Odontoestomatol* 2017; 33:187-195.
36. Martinez O, Barone A, Covani U, Fernández A, Jiménez A, Monsalve L, Velasco E. Injertos óseos y biomateriales en implantología oral. *Av Odontoestomatol* 2018; 34:111-119.

BIBLIOGRAFÍA

37. Jaber M, Sarment DP. Advanced surgical guidance technology: a review. *Implant Dent* 2006; 15: 135-141.
38. Almog DM, Torrado E, Meitner SW. Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 504-508.
39. Velasco E, García A, Segura JJ, Medel R, López J. La carga inmediata en el tratamiento con implantes del paciente edéntulo completo mandibular. *Técnica de Maló. Av Perio Impl Oral* 2006; 18: 127-134.
40. Velasco E, Linares D, Velasco C, Monsalve L, Medel R. Las sobredentaduras con implantes oseointegrados en el paciente anciano. *Av Perio Impl Oral* 2003;15: 25-33.
41. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *J Oral Maxillofac Surg* 1981, 9: 15 - 25.
42. Wennerberg A, Albrektsson T. A review of current knowledge, opinions and suggestions for possible common mechanisms behind the increased bone response reported to different types of modern oral implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 63-74.
43. Sykaras N, Iacopino M, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 675-690.
44. Szmukler-Moncler S, Piatelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11:12-25.
45. De Smert E, Duyck J, Sloten JV, Jacobs R, Naert I. Timing of loading – immediate, early or delayed- in the outcome of implant in the edentulous

BIBLIOGRAFÍA

- mandible: a prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 580-594.
46. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 ; 15 : 15-46.
47. Binon PP. Implants and components: entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 ; 15 : 76-94.
48. Bullis G. *Functional Basis for Dental Implant Design*. En: Resnick RR. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*. (4^a ed.). San Luis. Elsevier. Pag: 48-68.
49. Haidar A, Matos N, Ayllón JM, Moreno J, Núñez E, Velasco E. El efecto de la fatiga cíclica sobre los pilares de implantes dentales. *Av Odontoestomatol* 2020;36: 89-97.
50. Graves CV, Harrel SK, Rossmann JA, Kerns D, Gonzalez JA, Kontogiorgos ED et al. The role of occlusion in the dental implant and peri-implant condition: a review. *The Open Dent J* 2016; 10:594-601.
51. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 506-515.
52. Feitosa PP, de Lima AB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Claro Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent* 2013; 7:267-71.
53. Asvanund P, Morgano M. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011; 106:266-271.
54. Abichandani SJ, Bhojaraju N, Satyabodh Guttal S, Srilakshmi J. Implant protected occlusion: A comprehensive review. *Eur J Prosth* 2013; 1:29-36.

BIBLIOGRAFÍA

55. Velasco-Ortega E, Flichy-Fernández A, Punset M, Manero JM, Gil FJ. Fracture and fatigue of CP titanium narrow dental implants. New trends in order to improve the mechanical response. *Materials* 2019; 12: 3728.
56. Matos N, Moreno M, Ayllón JM, Jiménez A, Ortiz I, España A, Segura JJ, Velasco E. Influencia de la fatiga cíclica en las conexiones internas implante-pilar. *Av Odontoestomatol* 2017; 33:221-229.
57. Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, de Araújo CA, Domingues Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008;22:125-31.
58. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 42-47.
59. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant-abutment connections. *Int J Environ Res Public Health* 2020, 17, 8685.
60. Goiato MC, Pellizzer EP, Vivianne E. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg* 2015; 19: 229-242.
61. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Berlin: Quintessence. 1985.
62. Schroeder A, Belser U. *Oral implantology: basics, ITI hollow cylinder system*. Nueva York:Thieme.1996.
63. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral MaxilloFac Implants* 1990, 5: 347 - 359.

BIBLIOGRAFÍA

64. Buser D, Merickse-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8: 161 - 172.
65. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 51–55.
66. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henr PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from amulticenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 29-36.
67. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-247
68. Binon P. The external hexagonal interface and screw joint stability: A primer on threaded fasteners in implants dentistry. *Quintessence Dent Technol* 2000; 23:91-105.
69. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implante-abutment interface: Measurement, causes and consequences. *Implantologie* 2007; 15: 31-46.
70. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995; 8:162-178.
71. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in fullarch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994; 9:169-178.
72. Finger IM, Castellon P, Blocdk M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003; 15:625-632.

BIBLIOGRAFÍA

73. Schwarz F, Hegewald A, Becker J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25: 417-425.
74. Narang G. Biomechanics of implant abutment connection: a review. *Indian J Stomatol* 2011; 2: 113-116
75. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. *Clin Oral Impl Res* 2014; 25:66-70.
76. Khongkhunthian P, Khongkhunthian S DDS, Weerawatprachya W, Pongpat K, Aunmeungtong W. Comparative study of torque resistance and microgaps between a combined Octatorx-cone connection and an internal hexagon implant-abutment connection. *J Prosthet Dent* 2015; 113:420-424.
77. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two stage implants: an *in vivo* study. *Clin Oral Implant Res* 1993; 4:158–61.
78. Piatelli A, Scarano A, Paolantonio M. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw retained implant–abutment connections. *J Periodontol* 2001;72: 1146–50.
79. Steinebrunner L, Wolfart S, Bobmann K, Kern M. *In vitro* evaluation of bacterial leakage along the implant–abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2005; 20:875-81.
80. Candotto V, Gabrione F, Oberti L, Lento D, Severino M. The role of implant-abutment connection in preventing bacterial leakage: a review. *J Biol Regul Homeost Agents* 2019; 33(3 Suppl. 1):129-134.
81. Lauritano D, Moreo G, Alberta Lucchese A, Viganoni C, Limongelli L, Carinci F. The impact of implant–abutment connection on clinical

BIBLIOGRAFÍA

- outcomes and microbial colonization: a narrative review. *Materials* 2020; 13:1131.
82. Mencio F, De Angelis F, Papi P, Rosella D, Pompa G, Di Carlo S. A randomized clinical trial about presence of pathogenic microflora and risk of peri-implantitis: comparison of two different types of implant-abutment connections. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 2017; 21:1443-1451.
83. Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the different implant abutment interface: a systematic review. *J Clin Diagn Res* 2017; 11:10-15.
84. Vélez J, Peláez J, López-Suárez C, Agustín-Panadero R, Tobar C, Suárez MJ. Influence of implant connection, abutment design and screw insertion torque on implant-abutment misfit. *J Clin Med* 2020; 9: 2365.
85. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy : clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res* 2005 ; 16 :26-35.
86. Davies SJ, Gray RJM, Young MPJ. Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses. *Br Dent J* 2002; 192:79-88.
87. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8 :549-554.
88. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J* 1995 ; 45 :16-26.
89. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J* 2008; 53:(suppl. 1): S60-S68.
90. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Impl Res* 2007 ; 18 : 601-610.

BIBLIOGRAFÍA

91. Klineberg I, Murray G. Osseoperception: Sensory function and proprioception. *Adv Dent Res* 1999; 13:120-9.
92. Klineberg I, Trulsson M, Murray G. Occlusion on implants. Is there a problem? *J Oral Rehabil* 2012; 39:522-537.
93. Sadowsky SJ. Occlusal overload with dental implants: a review. *Int J Impl Dent* 2019; 5:29.
94. Isidor F. Influence of forces on periimplant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006; 2: 8–18.
95. Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully osseointegrated dental implants: a literature review. *J Invest Clin Dent* 2013; 4:142-150.
96. Tian Y, Li Z, Chen J, et al. Mechanoadaptive responses of alveolar bone to implant hyperloading in a pre-clinical in vivo model. *Clin Oral Impl Res.* 2020; 31:1159–1172.
97. Nicolas-Silvente AI, Ortiz-Garcia I, Jiménez-Guerra A, Monsalve-Guil L, Gil J, Ayuso-Montero R, Velasco-Ortega E, Lopez-Lopez J. Influence of connection type and platform diameter on titanium dental implants fatigue: Non-axial loading cyclic test analysis. *Int J Environ Res Public Health* 2020; 17:8988.
98. Duan Y, Jason A Griggs JA. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent Mater* 2018; 34:1711-1716.
99. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 90:426-432.

BIBLIOGRAFÍA

100. Valente MLC, de Castro DT, Macedo AP, Shimano AC, dos Reis AC. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. *Mater Sci Eng C* 2017; 77:360-365.
101. García-González M, Blasón-González S, García-García I, Lamela-Rey MJ, Fernández-Canteli A, Álvarez-Arenal A. Optimized planning and evaluation of dental implant fatigue testing: a specific software application. *Biology* 2020; 9: 372.
102. Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: To what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *Int J Implant Den* 2018; 4: 7.
103. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J. Oral Implantol* 2014; 40: 217-228.
104. Bonfante EA; Coelho PG. A Critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res* 2016; 28: 18-27.
105. Canullo L, Pesce P, Patini R, Antonacci D, Tommasato G. What are the effects of different abutment morphologies on peri-implant hard and soft tissue behavior? A systematic review and meta-analysis. *Int J Prosthodont* 2020; 33: 297-306.
106. Valente NA, Wu M, Toti P, Derchi G, Barone A. Impact of concave/ convergent vs parallel/ divergent implant transmucosal profiles on hard and soft peri-implant tissues: a systematic review with meta-analyses. *Int J Prosthodont* 2020; 33:553-564.
107. Rompen E, Raepsaet N, Touati B, Van Dooren E. Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: A pilot clinical study. *J Prosthet Dent* 2007; 97:119-125.

BIBLIOGRAFÍA

108. Patil RC, den Hartog L, van Heereveld C, Jagdale A, Dilbaghi A, Cune MS. Comparison of two different abutment designs on marginal bone loss and soft tissue development. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 675-681.
109. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Impl Res* 2018; 29:20-27.
110. Asociación Española de Normalización y Certificación. Ensayo de fatiga para implantes dentales endoóseos. UNE-EN ISO 14801. Madrid: Aenor. 2017.
111. Asociación Española de Normalización y Certificación. Sistemas de gestión de la calidad. Norma ISO 9001. Madrid: Aenor. 2015.
112. FDA (Food and Drugs Administration) Class II Special Controls Guidance Document: Root-form Endosseous Dental Implants and Abutments. FDA.2002.
113. Asociación Española de Normalización y Certificación. Evaluación preclínica de la biocompatibilidad de los productos sanitarios usados en odontología. UNE-EN ISO 5832. Madrid: Aenor. 1999.
114. Faria ACL, Rodrigues RCS, Claro APRA, de Mattos MGC, Ribeiro RF. Wear resistance of experimental titanium alloys for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4: 1873-1879.
115. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Ríos JV. Implant–abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci: Mater Med* 2014; 25: 1825-1830.
116. Coray R, Zeltner M, Ozcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mechanic Behav Biomed Mater* 2016; 62: 333-346.

BIBLIOGRAFÍA

117. Carneiro Tde A, Dietrich L, Prudente MS, et al. Fracture resistance of internal conical and external hexagon: regular and narrow implant-abutment assemblies. *Implant Dent* 2016; 25:510-514
118. de Moura MB, Loureiro KRT, Lima LB, Felippi C, Simamoto Jr PC. Biomechanical behavior of three different types of internal tapered connections after cyclic and static loading tests: experimental *in vitro*. *Int J Impl Dent* 2020; 6:41.
119. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. (2014). Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: A 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2014; 25: 240-251.
120. Lee K J, Kim YG, Park JW, Lee JM, Suh JY. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: A five-year retrospective study. *J Perio Implant Sci* 2012; 42:231-236.
121. Delgado-Ruiz R, Nicolas-Silvente A, Romanos G. Deformation of the internal connection of narrow implants after insertion in dense bone: an *in vitro* study. *Materials* 2019; 12:1833.
122. Freitas da Silva EV, Dos Santos DM, Sonogo MV, de Luna Gomes JM, Pellizzer EP, Goiato MC. Does the presence of a cantilever influence the survival and success of partial implant supported dental prostheses? systematic review and metaanalysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33: 815-823.
123. Suzuki H, Hata Y, Watanabe F. Implant fracture under dynamic fatigue loading: influence of embedded angle and depth of implant. *Odontology* 2016; 104:357-362.
124. Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces o fatigue testing. *J Appl Oral Sci* 2011; 19: 413-420.

BIBLIOGRAFÍA

125. Valente MLC, de Castro DT, Macedo AP, Shimano AC, dos Reis AC. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. *Mater Sci Eng C* 2017; 77:360-365.
126. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: Mechanical behavior. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014; 16:172-177.
127. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Mechanical behavior. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014; 16:178-184.
128. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, et al. Performance of conical abutment (Morse taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A* 2014;102:552-574.
129. Choi NH, Yoon HI, Kim TH, Park EJ. Improvement in fatigue behavior of dental implant fixtures by changing internal connection design: An in vitro pilot study. *Materials* 2019; 12: 3264.
130. da Silva KRN, Joly JC, Peruzzo DC, Napimoga MH, Martinez EF. Influence of transmucosal height on loss of prosthetic abutment torque after mechanical cycling. *J Oral Implantsol* 2018; 44: 423-426.
131. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, MS, Marzo G. Mechanical reliability evaluation of an oral implant-abutment system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent* 2016; 25:613–618.
132. Siadat H, Pirmoazen S, Beyabanaki E, Alikhasi M. Does abutment collar length affect abutment screw loosening after cyclic loading? *J Oral Implantsol* 2015; 41(Spec No.): 346-351.
133. Lillo R, Parra C, Fuentes R, Borie E, Engelke W, Beltrán V. Compressive resistance of abutments with different diameters and

BIBLIOGRAFÍA

- transmucosal heights in Morse-taper implants. *Braz Dent J* 2015; 26:156-159.
134. Wang K, Geng J, Jones D, Xu W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Mater Sci Eng C* 2016; 63:164-171.
135. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Science* 2013; 55: 239-245.
136. Tallarico M, Fiorellini J, Nakajima Y, Omori Y, Takahisa I, Canullo L. Mechanical outcomes, microleakage, and marginal accuracy at the implant-abutment interface of original versus nonoriginal implant abutments: a systematic review of *in vitro* studies. *BioMed Res Int* 2018; ID 2958982.
137. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, et al. Fatigue induced changes in conical implant–abutment connections. *Dent Mater* 2015; 31:1415-1426.
138. Micarelli C, Canullo L, Giannello L. Implant-abutment connection deformation after prosthetic procedures: An *in vitro* study. *Int J Prosthodont* 2015; 28:282-286.
139. Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant abutment assemblies with different tightening torque values. *BioMed Mater Eng* 2014; 24: 2143-2149.
140. Paepoemsin T, Reichart PA, Chaijareenont P, Strietzel FP, Khongkhunthian P. Removal torque evaluation of three different abutment screws for single implant restorations after mechanical cyclic loading. *Oral Implantol* 2016; 9: 213-221.