



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA SALUD

**INFLUENCIA DE LA FATIGA CÍCLICA
EN LAS CONEXIONES INTERNAS
IMPLANTE-PILAR**

Tesis Doctoral

MAYTE MORENO SILVAN

Sevilla, 2017

Sevilla, Septiembre de 2017

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

NUNO MATOS GARRIDO, Doctor en Odontología y Profesor del Máster de Implantología Oral de la Universidad de Sevilla.

CERTIFICAN:

Que D^a. MAYTE MORENO SILVAN, Licenciada en Odontología por la Universidad de Sevilla e inscrita 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 las conexiones internas implante-pilar**, que consideramos satisfactorio como estudio de investigación para optar al Grado de Doctor en Odontología.

Prof. VELASCO ORTEGA

Prof. MATOS GARRIDO

DEDICATORIA

A mis padres, Laura y Miguel

AGRADECIMIENTOS

A los Profesores Eugenio Velasco Ortega y Nuno Matos Garrido de la Facultad de Odontología y del Máster de Implantología Oral 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, Antonio España López, Alvaro Jiménez Guerra, Loreto Monsalve Guil, Iván Ortiz García, Jesús Moreno Muñoz, Enrique Núñez Márquez, Ramón Medel Soteras y Angel García Méndez.

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.

INDICE

INTRODUCCIÓN	1
1. Diseño macroscópico de los implantes	4
2. Complejo implante-pilar	10
2.1. Conexiones externas	12
2.2. Conexiones internas	14
3. Biomecánica de los implantes	19
3.1. Diente versus implante	20
3.2. Las cargas oclusales en los implantes	22
4. La fatiga de los implantes dentales	25
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	33
MATERIAL Y METODOS	37
1. Elementos y equipos empleados.	38
2. Métodos de ensayo y medidas.	38
3. Identificación de los implante dentales ensayados y sus componentes	42
3.1. Descripción del implante dental doble hexágono CI	42
3.1.1. Descripción de la parte conectora	44
3.2. Descripción del implante dental octogonal CI	46
3.2.1. Descripción de la parte conectora	48
3.3. Descripción del implante dental hexagonal IPX	49
3.3.1. Descripción de la parte conectora	51
4. Descripción del miembro hemisférico de aplicación de carga	52
5. Entorno de ensayo	53

RESULTADOS	57
1. Implante de conexión interna doble hexágono CI	58
1.1. Implante	59
1.2. Pilar protésico y tornillo de conexión	65
2. Implante de conexión interna octogonal CI	66
2.1. Implante	67
2.2. Pilar protésico y tornillo de conexión	73
3. Implante de conexión interna hexagonal IPX	73
2.1. Implante	75
2.2. Pilar protésico y tornillo de conexión	79
DISCUSIÓN	80
CONCLUSIONES	92
BIBLIOGRAFÍA	94

INTRODUCCION

INTRODUCCION

Los implantes dentales pueden ser insertados con éxito y obtener una oseointegración adecuada para su carga funcional protodóncica. En este sentido, la mayoría de los sistemas de implantes consisten en dos componentes, el implante y el pilar protésico. El primer componente está insertado en el hueso alveolar durante la fase quirúrgica y el segundo componente transmucoso se fija al implante durante la fase protodóncica para soportar la prótesis correspondiente ¹⁻².

Los implantes dentales deben soportar las cargas masticatorias durante un largo periodo de tiempo, lo que implica la necesidad de que los implantes dentales tengan una resistencia capaz de soportar estas fuerzas y un diseño que permita su distribución a los tejidos periimplantarios de un modo que garantice su longevidad a largo tiempo, por encima de los 20 años ¹⁻⁴.

Un factor importante del éxito del tratamiento implantológico depende de la respuesta biomecánica a la carga funcional. 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 ³⁻⁴.

Durante la función oral, especialmente, la masticación, los micromovimientos actúan sobre la unión conexión pilar-implante que debe resistir estas fuerzas naturales para preservar la integridad del tratamiento implantológico. Es evidente, que la unión entre los implantes y el tejido óseo es más rígida en comparación con la resiliencia que ofrece la

INTRODUCCION

existencia del ligamento periodontal en los dientes naturales. En este sentido, cuando existe una sobrecarga oclusal, las fuerzas actúan directamente sobre la unión implante-pilar y en la interfase del implante con el tejido óseo provocando un mayor estrés y una pérdida de la oseointegración ⁵⁻⁶.

La estabilidad de la prótesis sobre implantes depende de la integridad de la conexión del pilar atornillada con el implante. Las cargas o fuerzas oclusales pueden deformar el pilar y el tornillo de conexión provocando su fractura o pérdida. Los implantes con conexión externa tienen más tendencia a la pérdida del tornillo de conexión, sobre todo en los implantes unitarios, mientras que este problema es menor en los implantes de conexión interna ⁷⁻⁸.

La falta o pérdida del ajuste implante-pilar tiene consecuencias biológicas y biomecánicas. La presencia de esta interfase implica la posibilidad de acumulación de bacterias y sus metabolitos que generan mayores niveles de células inflamatorias alrededor de los tejidos que soportan los implantes. Desde un punto de vista biológico, sobre todo, en las conexiones externas en implantes sumergidos, se produce una contaminación bacteriana de la unión que puede provocar inflamación de la mucosa periimplantaria (mucositis) y posteriormente una mayor pérdida de hueso crestral y periimplantitis. ⁹⁻¹⁰.

Desde un punto de vista biomecánico, los pilares mecanizados proporcionan un mejor ajuste y una mayor estabilidad a la conexión. Si son antirrotacionales incrementan la resistencia a la fractura y pérdida de los tornillos de conexión. Un mayor torque ofrece un grado mayor de fricción

INTRODUCCION

entre las superficies del implante y del pilar, sobre todo en los sistemas de conexión interna ^{2,7-8}.

Otro factor importante de estabilidad de la conexión implante-pilar es el tornillo de conexión y la fuerza de torque para su ajuste. Su forma, tamaño y material influyen en su comportamiento ante las cargas funcionales. Antes de la carga, asegura y mantiene la conexión. Los tornillos son más estables mecánicamente en los implantes con conexiones internas que en las externas ^{2,9}.

Los tests de fatiga cíclica pretenden investigar la duración biomecánica de las reconstrucciones dentales sobre implantes previamente a su aplicación clínica. El desarrollo de la implantología actual está introduciendo de forma permanente nuevos materiales y diseños que deben ser evaluados en estudios experimentales. Los diferentes sistemas de implantes deben ser valorados para evitar o disminuir aquellas complicaciones derivadas del complejo implante-pilar ¹¹⁻¹².

1.DISEÑO MACROSCOPICO DE LOS IMPLANTES

La geometría macroscópica de los implantes dentales incluye importantes características como la longitud, el diámetro, la forma, la conexión protésica y el tipo de estrías o roscas que están muy relacionados con el éxito del complejo implante-pilar, ya que puede afectar a la inserción quirúrgica y a la unión con el tejido óseo que va a predecir los niveles estáticos y dinámicos de estrés durante la aplicación de las fuerzas oclusales (Figura 1) ¹³⁻¹⁶.

INTRODUCCION

Actualmente, existe una amplia variedad de implantes disponibles en el mercado odontológico. Este desarrollo ha ocurrido principalmente como consecuencia de las modificaciones realizadas en el diseño macroscópico de los implantes primitivos, frecuentemente, requeridos por los profesionales o clínicos. El objetivo fundamental de estos diseños diferentes ha sido conseguir una correcta distribución del estrés por las fuerzas oclusales, para optimizar la restauración protodóncica ¹⁷⁻¹⁹.



Figura 1

Según esta perspectiva biomecánica, el diseño debe ayudar a distribuir la carga oclusal en el tejido periimplantario a lo largo del eje del implante para reducir las fuerzas tangenciales o laterales que producen sobre todo estrés en el tercio cervical del implante. Además, la elección de la macrogeometría del implante es esencial para prevenir problemas de sobrecarga oclusal, destrucción del hueso periimplantario, o fractura del implante o de los componentes protésicos ¹⁷⁻¹⁹.

INTRODUCCION

El grado de reabsorción del hueso marginal es utilizado ampliamente como un criterio clínico radiológico para evaluar la tasa de supervivencia de los implantes ²⁰⁻²¹. Según la literatura clásica implantológica, se acepta que durante el primer año se puede perder hasta 1,5 mm de hueso marginal, y después 0,2 mm, anualmente. Esta realidad clínica supone un reto para la implantología en el mantenimiento de la oseointegración ²²⁻²⁵.

En este sentido, se han realizado muchos estudios en el campo de la biomecánica para proponer nuevos diseños macroscópicos y nuevos materiales de los implantes para poder evaluar su respuesta oclusal que ayuden a preservar el tejido óseo periimplantario a largo plazo, asegurando la función de las restauraciones implantosoportadas ²⁶⁻²⁷.

Las tendencias en la investigación implantológica con respecto a las modificaciones en el diseño de los implantes (ej. nuevos tipos de roscas más profundas) tienen como objetivo ideal establecer una buena estabilidad primaria, facilitar su inserción quirúrgica, reducir el tiempo de cirugía y minimizar el daño físico y biológico en el tejido óseo durante el fresado ¹⁶.

La preservación del tejido óseo está muy relacionada con la macrogeometría de los implantes y representa uno de los principales retos de las rehabilitaciones orales. En la actualidad, no existe ningún sistema de implantes, que sea capaz de eliminar completamente la pérdida de hueso periimplantario ante la presencia de una sobrecarga oclusal, ya que se produce una reducción del soporte óseo biomecánico, una recesión gingival y un compromiso estético y funcional de la prótesis ^{20-21,27}.

INTRODUCCION

Un estudio reciente analiza la distribución del estrés en implantes con un diseño convencional comparados con implantes con un diseño modificado, utilizando una técnica de fotoelasticidad ¹⁶. Aunque la distribución del estrés en el tejido óseo es multifactorial, entre otros factores depende de la macrogeometría del implante. Los resultados del estudio demuestran que los implantes modificados presentaban una menor reabsorción cervical del hueso crestral comparados con los convencionales lo que parece preservar el hueso periimplantario que resulta primordial para el éxito de la rehabilitación protodóncica ¹⁶.

Las principales modificaciones realizadas fueron cambios en el diseño de las roscas con la presencia de surcos longitudinales equidistantes en el cuerpo de los implantes, lo que puede reducir la necesidad de un número mayor de fresas y acortar el tiempo de inserción ¹⁶.

La estructura tridimensional del implante, además de su diámetro y longitud, está definida por el tipo de conexión protésica (ej. externa o interna), la presencia de roscas o estrías, la configuración de las roscas y la forma del implante, sin olvidar su superficie que también contribuye al diseño macroscópico. Otras características incluyen surcos, forma del ápice, etc ²⁸⁻³⁰.

El macrodiseño o forma del implante puede jugar un importante papel en la respuesta ósea del lecho implantario. Generalmente, los juegos de fresas tienen la misma morfología que los implantes de cada sistema para lograr un mayor contacto íntimo en la cirugía, entre el implante y el lecho implantario. La forma y tamaño (diámetro y longitud) del implante determina la superficie de contacto con el hueso y proporciona su

INTRODUCCION

estabilidad primaria o inicial. De hecho, los estudios de elementos finitos demuestran que la distribución del estrés en el hueso varía con la forma y el tamaño del implante ^{28,31}.

Un estudio de elementos finitos valora la distribución del estrés alrededor de los implantes, utilizando modelos informáticos de 3 dimensiones con diferentes longitudes y diámetros ³². La fuerza masticatoria fué simulada usando una fuerza masticatoria media oblicua al plano oclusal ³².

Los resultados de este estudio indica que las áreas de máximo estrés se sitúan alrededor del cuello del implante. El descenso en el estrés fué mayor en los implantes de diámetro 3,6 mm a 4,2 mm. Un incremento en la longitud de los implantes también ayudó a descender el máximo de estrés, sin embargo no fué tan pronunciado como la influencia del diámetro ³².

Los diversos tipos de implantes se han configurado con diferentes tamaños (longitud y diámetro) para intentar solucionar todos los tipos de volumen óseo relacionados con el grado de edentulismo unitario, parcial y total. En general, las limitaciones al tamaño de los implantes están relacionadas con la disponibilidad de hueso de la zona receptora. No hay que olvidar que la superficie de contacto entre el hueso y el implante está relacionada con su diámetro y longitud, lo que permite un mayor grado de oseointegración ²⁸⁻³⁰.

Un reciente estudio evalúa la deformación a la compresión de implantes con diferentes diámetros por la acción de una fuerza axial de 1500 N. 30 implantes fueron divididos en 3 grupos de 10, con diámetros 3,5

INTRODUCCION

mm; 4 mm y 5mm. Los resultados indicaron que el diámetro influyó en la tensión de la parte interna y externa del área cervical ³³.

Cuando los diámetros de los implantes fueron analizados, existía una reducción del 20% de la tensión entre los implantes de 5 y 4 mm y una reducción del 12,5% entre los de 4 y 3,5 mm. Todos los diámetros demostraron clínicamente unos aceptables valores de tensión para su aplicación en la práctica odontológica ³³.

Los implantes de diámetro estándar raramente presentan fracasos biomecánicos por fracturas. En contraste, los implantes con un diámetro reducido o los minimplantes pueden originar una menor resistencia a las fuerzas oclusales ³⁴. 4 diferentes sistemas de implantes fueron testados para valorar su respuesta mecánica a fuerzas estáticas y cíclicas. Los implantes presentaban unos diámetros de 4 mm; 3,1 mm; 2,8 mm y 2,3 mm ³⁴.

Los resultados mostraron diferencias significativas entre los implantes de diámetro estándar y los miniimplantes en relación a una mayor tensión y resistencia tanto en los tests estáticos como cíclicos. El estudio recomienda una mayor precaución por la posibilidad de fracasos por fractura sobre todo en los implantes con diámetro menor de 3 mm ³⁴.

La importancia del diámetro del implante y su efecto sobre el desarrollo de fatiga es confirmado cuando se compara implantes de diámetros diferentes 5 mm; 3,75 mm y 3,3 mm. Los dos primeros tipos de implantes presentan el comportamiento biomecánico clásico, mientras que los implantes de 3,3 mm presentan una potencial incidencia de fracturas durante un protocolo de carga cíclica ³⁵.

INTRODUCCION

Además, el estudio indicaba una relación entre el diámetro de los implantes y la incidencia de fracturas ³⁶. En los implantes de 5 mm, el 100% de las fracturas afectaron al pilar y al tornillo de retención, no al implante. En los implantes de 3,75 mm, el 55,5% se fracturaron en la segunda espira y el 44,4% en el cuello del implante. En los implantes de 3,3 mm, el 52% de las fracturas se produjeron en la segunda espira y el 48% en la tercera espira ³⁶.

Este estudio demuestra que el propio diseño del implante es esencial para asegurar un buen comportamiento biomecánico a largo plazo de los implantes. La combinación de las estrías profundas con la sección más estrecha puede ser deletéreo para la resistencia a la fatiga, sobre todo en los implantes de 3,3 mm ³⁶.

2. COMPLEJO IMPLANTE-PILAR

El complejo o interfase implante-pilar está relacionada con el diseño macroscópico de los componentes implante-aditamentos protésicos y tiene un papel decisivo en el éxito del tratamiento, ya que puede ser capaz de una mejor distribución de fuerzas, por lo que disminuye las fuerzas tensionales en el hueso periimplantario ³⁷.

Desde el punto de vista macroscópico y biomecánico, la mayor diferencia entre los sistemas de implantes es el tipo de conexión protésica. Hay diferentes tipos de conexión protésica, sin embargo, los dos grupos principales son los de conexión externa (Figura 2) e interna (Figura 3), que se subdividen, dependiendo de la morfología de la conexión, en hexagonal,

INTRODUCCION

octogonal, cónica, etc, aunque la gran mayoría de los sistemas de implantes poseen una conexión hexagonal, ya sea externa o interna ³⁷.

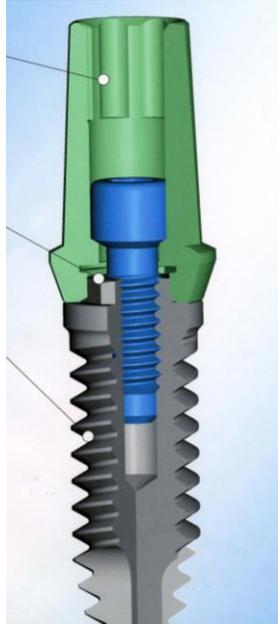


Figura 2

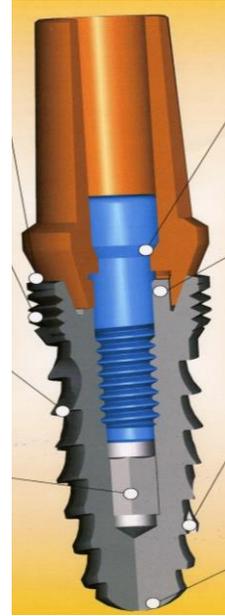


Figura 3

El sistema más común de unión o conexión entre implantes y pilares es la conexión mediante un tornillo que se aprieta mediante un torque (generalmente de 30-35 N) que une las dos superficies (interfases) mediante presión. Este sistema crea una fricción estática entre los componentes. La cantidad de fricción estática depende del área de las superficies de unión y de las fuerzas que actúan perpendicularmente a su plano ³⁷⁻³⁸.

A nivel biomecánico, el grado de conexión indica que cualquier rotación de los dos componentes del complejo implante-pilar es impedida por la fricción estática existente entre sus superficies y el tornillo de conexión. Esta fricción estática resulta de la presión inicial que es aplicada

INTRODUCCION

cuando las dos superficies contactan entre ellas, y puede ser sobrepasada por fuerzas exteriores. La cantidad de fricción estática, y por lo tanto de fijación, es determinada por la geometría y coeficiente de fricción de los componentes implicados y por la presión de contacto inicial ³⁸.

La fuerza de ajuste y la buena adaptación entre el implante y el pilar son factores que mejoran la resistencia contra los fallos mecánicos de la conexión. Ambos factores se compensan entre sí, aunque si un factor es relativamente inferior en comparación con el otro, aún sigue proporcionando una conexión estable. Las fuerzas dinámicas de carga durante la función fisiológica que no sobrepasan la resistencia máxima de una conexión pilar-implante, o que están incluso muy por bajo, pueden sin embargo hacer perder gradualmente la conexión pilar-implante o hacerla fallar súbitamente debido a la fatiga ³⁹⁻⁴¹.

2.1. Conexiones externas

El protocolo original de Branemark utilizaba varios implantes ferulizados de conexión externa hexagonal unidos en una estructura metálica fija (Figura 4). Más tarde, cuando apareció la rehabilitación de implantes unitarios, el hexágono externo existente con solamente 0,7 mm de altura no estaba diseñado para resistir las fuerzas aplicadas directamente sobre la corona, lo que obligó a los fabricantes a compensar estas fuerzas a través de cambios en la estructura, morfología y torque aplicado al tornillo de fijación ²²⁻²⁵.

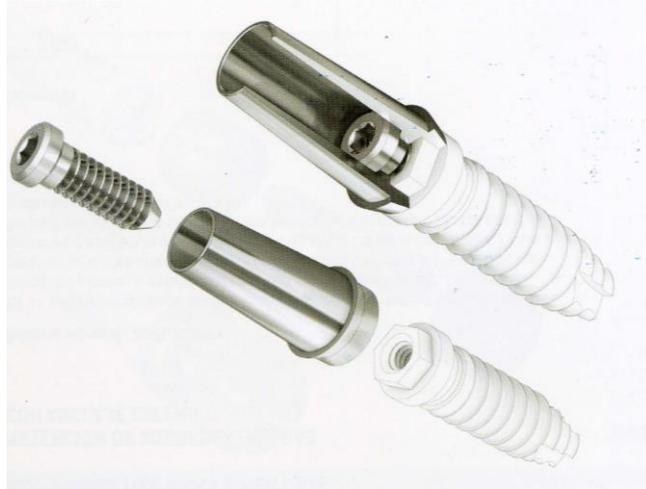


Figura 4

La conexión externa hexagonal primitiva del grupo sueco de Branemark, presentaban varias posibles complicaciones como el aflojamiento de los tornillos de conexión, y la presencia de gaps que provocaban una importante microfiltración bacteriana con cantidades importantes de gérmenes ⁴²⁻⁴³.

Ante una carga no axial y un tornillo aflojado se forma un momento de fuerza entre el implante y el pilar debido al espacio libre que existe en este tipo de uniones paralelas. Sin el ajuste del tornillo, el pilar y el implante no pueden fijarse contra los momentos de fuerza y, por eso, a nivel mecánico, este tipo de conexión no tiene una fijación primaria. La dimensión máxima del microgap que se forma durante las cargas no axiales depende de la dimensión del espacio libre y de la deformación de los componentes (pilar, tornillo e implante) ³⁸.

Existe una relación directa entre la inadaptación rotacional de los hexágonos del implante-pilar y el aflojamiento del tornillo, de forma de cuanto menor es la libertad rotacional, mayor será la estabilidad del

INTRODUCCION

tornillo. Una adaptación rotacional con hasta 5° de libertad es considerada adecuada para promover una unión estable. La inestabilidad rotacional del hexágono puede ser reducida por la inclinación de las paredes del hexágono hasta el límite de 2° ⁴⁴.

Clínicamente, el profesional puede no observar el correcto asentamiento de los componentes, debiendo verificarse mediante radiografías. Sin adaptación adecuada entre las paredes del hexágono externo y los componentes, las fuerzas cíclicas de la pueden causar repetidos aflojamientos del tornillo de conexión. Este es un punto de fundamental importancia, verificar este completo asentamiento. Cuando existe algún grado de inclinación de la conexión implante-pilar, las fuerzas serán transmitidas para el tornillo de conexión, creando apertura de los márgenes y sobrecargando los tornillos ⁴⁴.

2.2. Conexiones internas

El sistema de conexión interna aparece como una alternativa a la conexión externa de Branemark. El hecho de que la conexión es interna, con una altura antirrotacional mayor que el hexágono externo, permitiría una mejor estabilidad, especialmente cuando está sometido a fuerzas laterales que surgen de la masticación (Figura 5) ⁴⁵.

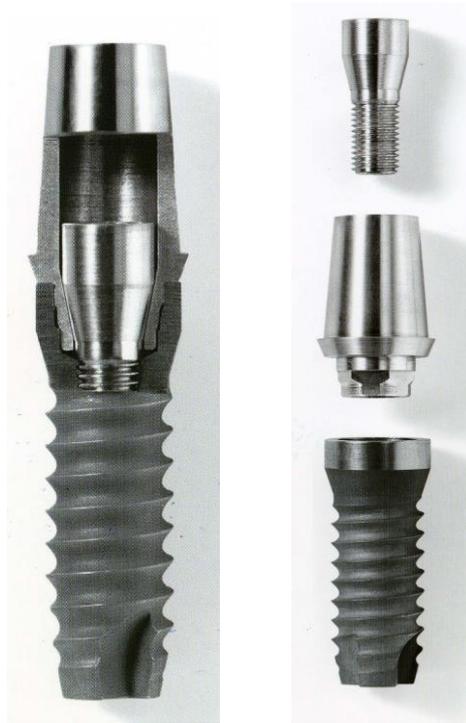


Figura 5

Un sistema de conexión interna que se desarrolló con buenas propiedades mecánicas fué el sistema de cono morse. La conexión de cono Morse ofrecía una mejor distribución de fuerzas sobre el implante en comparación con el hexágono externo. Al comparar el sistema hexágono externo con el sistema cono morse, se observaba que el sistema promueve un menor estrés en el hueso alrededor del implante. Esto puede ser debido al diseño de la prótesis que distribuye, de manera más eficaz, las fuerzas generadas en la prótesis ⁴⁵⁻⁴⁷.

En este tipo de conexiones, la interfase implante-pilar está angulada sobre la forma de un cono. Habitualmente este cono está localizado en el pilar (cono externo) mientras el negativo del cono está localizado dentro

INTRODUCCION

del implante (cono interno). Un espacio libre entre el pilar y el implante no es necesario para permitir la unión entre el cono positivo y el negativo ⁴⁴.

Al contrario, las superficies cónicas del pilar (cono positivo) y del implante (cono negativo) irán a formar una adaptación de fricción positiva en la interfase implante-pilar al mismo tiempo que el gap de la unión desaparece debido a la geometría cónica y al contacto por presión. Cuando el cono positivo del pilar se conecta al cono negativo del cuerpo del implante y se aplica una fuerza axial a través del apriete del tornillo o a través de una carga funcional, el cono de conexión ejercerá una presión sobre las paredes internas del implante de una manera autocentrada formando así un ajuste positivo ⁴⁸⁻⁴⁹.

El diseño cónico tiene una gran estabilidad y tiende a distribuir mejor el estrés a los tornillos de conexión, comparados con las conexiones hexagonales externa e interna mejorando la resistencia a la fractura. Sin embargo, la estabilidad incrementa el estrés en el pilar. Además, la conexión interna reduce la probabilidad de microvomientos durante la carga funcional ⁵⁰.

La fuerza restaurativa de la expansión elástica del material tiene como objetivo mantener el nivel de la fricción estática entre ambos componentes. Si el tornillo de conexión fuera extraído, la fricción estática aún mantenida por la fuerza restaurativa evitará los movimientos entre los dos componentes. Este fenómeno es conocido como el efecto autofijante, pues impide la desconexión de las dos superficies y evita los micromovimientos de los componentes. La fricción estática es reforzada por las irregularidades resultantes de las inevitables rugosidades de las

INTRODUCCION

superficies. Durante el proceso de fabricación, es imposible crear irregularidades infinitamente pequeñas ⁴⁸⁻⁴⁹.

De esta manera el nivel de la fuerza de separación dependerá, entre otros factores, del ángulo del cono, de la fuerza inicial del apretamiento del tornillo y del área de contacto de los conos. Aunque la fuerza de unión (por la carga inicial del tornillo de apriete) se mantenga la misma, ángulos más pequeños de conos están asociados a presiones de contacto progresivamente más grandes entre las superficies de la unión. Es decir, el efecto autofijante aumentará conforme el ángulo del cono disminuye ⁴⁸⁻⁴⁹.

Las fuerzas oclusales entre 30 y 50 N son consideradas normales en los sectores posteriores, y las conexiones deben ser resistentes satisfactoriamente. La conexión cónica se afloja si una fuerza no axial contraria al eje de inserción sobrepasa el nivel de fricción estática. Sin embargo, un componente de fuerza diferente al eje de inserción, sólo se formará con una fuerza no axial aplicada con un ángulo de más de 90° con la superficie del cono. Si el ángulo es menor de 90°, el cono interno soportará el cono externo sin formar ningún microgap ni cargas significativas para el tornillo ⁵¹⁻⁵².

Dicho de otra manera, el cono será presionado hacia el interior del implante si la fuerza está dirigida con un ángulo de menos de 90° con la superficie del cono. Esto origina simultáneamente una adaptación positiva y una fuerza de fricción positiva entre las dos superficies unidas y, al mismo tiempo, impide una carga directa sobre el tornillo ⁵¹⁻⁵².

INTRODUCCION

La conexión interna aparte de disminuir significativamente el aflojamiento de los tornillos, consigue que se transmitan las fuerzas biomecánicas hacia una superficie mayor, evitando las zonas de estrés. Al acoplarse dos superficies con fricción se evita el paso de gérmenes o penetración bacteriana y por consiguiente no se crean los depósitos microbianos dentro de los implantes ⁵¹⁻⁵².

Los implantes de conexión interna presentan un mayor sellado que las conexiones externas, sobre todo la conexión cónica tipo Morse. El ajuste entre los pilares y los implantes en este tipo de conexión interna intenta evitar la entrada de gérmenes, aunque no la impide, con lo que la reacción inflamatoria de los tejidos periimplantarios se reduce, preservando mejor el hueso crestral marginal ⁵³⁻⁵⁵.

Desde el punto de vista biomecánico, la conexión cónica está dentro de las conexiones que mejores resultados ofrecen, en cuanto a la transmisión de grandes fuerzas transversales; esto se debe a que este tipo de conexión cónica no transfiere ninguna fuerza significativa al tornillo de conexión. Diferentes estudios han demostrado que las conexiones cónicas disminuyen los problemas de aflojamiento de tornillos. Más aún si se utilizan pilares impactados en el implante, que nos permiten realizar prótesis fiables sin necesidad de ningún tornillo ⁴⁸⁻⁴⁹.

El objetivo de los nuevos diseños de los implantes dentales, sobre todo de conexión interna, es mejorar la estabilidad de las conexiones para lograr una buena función, que el clínico necesita para completar la restauración implantosoportada. La interfase implante-pilar debe

INTRODUCCION

determinar una resistencia, estabilidad lateral y antirrotacional que asegure el éxito del tratamiento ⁵⁶⁻⁵⁷.

3. BIOMECANICA DE LOS IMPLANTES

La introducción de los implantes oseointegrados ha revolucionado el tratamiento protodónico de los pacientes parcial o totalmente edéntulos. En este sentido, la planificación y realización de una oclusión óptima constituye una parte integral de las restauraciones implantosoportadas. Los implantes dentales, a diferencia de los dientes, no poseen ligamento periodontal por lo que su respuesta biomecánica es diferente, y pueden presentar una mayor tendencia a la sobrecarga oclusal con pérdida del hueso periimplantario y posible fracaso del implante y de la prótesis correspondiente ⁵⁸⁻⁵⁹.

El implantólogo o el prostodoncista necesitan conocer esta diferente realidad para conseguir una oclusión en las restauraciones implantosoportadas, lo más favorable posible que disminuya las fuerzas oclusales y mantenga el éxito a largo plazo del tratamiento con implantes dentales ²⁶⁻²⁷.

Una oclusión equilibrada constituye el foco de importancia de los profesionales, por lo tanto, una fuerza oclusal extrema, sobre todo al comer puede llevar a altos niveles de estrés en el hueso y el tornillo del pilar, con lo que el sistema implante-pilar presenta posibles complicaciones como la reabsorción ósea, aflojamiento, deformidades y fracturas de dichos componentes. La aparición de aflojamiento de los tornillos que sujetan la prótesis a los implantes no son infrecuentes, y la unidad de restauración,

INTRODUCCION

especialmente cuando se trata de la sustitución de dientes en las zonas posteriores ²⁶⁻²⁷.

3.1. Diente versus implante

La oseointegración constituye un proceso biológico que origina una unión estrecha entre el hueso vital del paciente y el implante dental. Una oseointegración favorable con una cuidadosa carga funcional proporciona la posibilidad de mantener con éxito el implante durante muchos años (Figura 6) ⁵⁸⁻⁵⁹. De hecho, la oseointegración se definió al principio como la conexión directa y estructural entre el hueso vivo y la superficie del implante sometido a carga ⁵⁸. Posteriormente, se ha definido como el proceso mediante el cual una fijación de material aloplástico clínicamente asintomática es unida y mantenida en el hueso durante la carga funcional ⁵⁹.

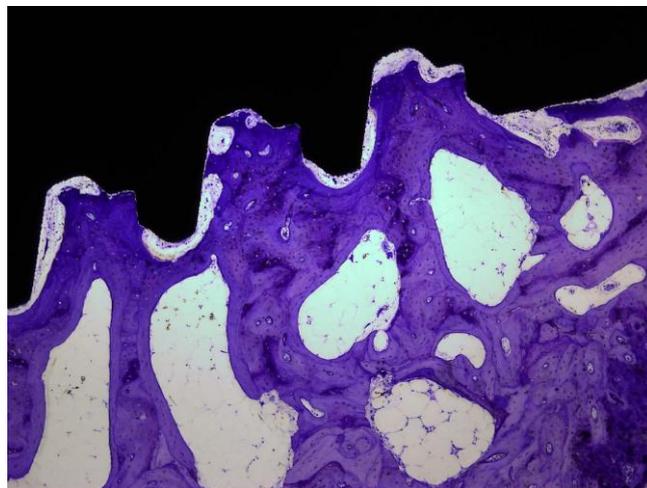


Figura 6

Es evidente que la diferencia fundamental entre la oseointegración y la unión del diente al alveolo es la ausencia de ligamento periodontal ⁵⁸⁻⁵⁹. La ausencia de ligamento periodontal entre el implante y el hueso reduce significativamente la percepción sensorial del paciente sobre la carga

INTRODUCCION

oclusal, por lo que el potencial propioceptivo y adaptativo de la oseointegración es menor que en el diente natural. A diferencia del diente natural, los implantes oseointegrados están anquilosados en el hueso periimplantario y probablemente su propiocepción está relacionada con la deformación ósea de los mecanorreceptores periósticos (Figura 7) ⁵⁸⁻⁶¹.

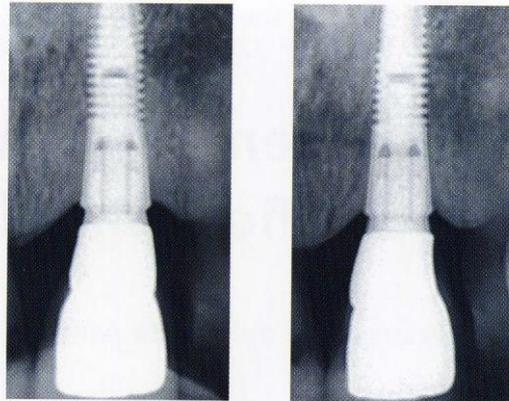


Figura 7

Esta diferencia fundamental entre la unión del diente y el implante al hueso explica la mejor capacidad adaptativa a las fuerzas oclusales del diente natural. 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) ^{26,58-61}. Ante una carga oclusal, el ligamento periodontal posee una respuesta adaptativa de compresión, rotación y deformación fisiológicas muy rápidas; mientras que el movimiento de un implante ocurre gradualmente. Además, la mayor concentración de las fuerzas tiene lugar en la cresta ósea periimplantaria ⁵⁸.

En los dientes naturales, el ligamento periodontal posee unos receptores que transmiten la información a la terminación nerviosa y

INTRODUCCION

posteriormente al sistema nervioso central. La presencia o ausencia de esta función neurofisiológica del ligamento periodontal diferencia claramente al diente o al implante en la fase inicial de identificación de las fuerzas oclusales. Teniendo en cuenta, la ausencia de los receptores periodontales, los implantes 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 ⁵⁸.

3.2. Las cargas oclusales en los implantes

La sobrecarga oclusal puede constituir, frecuentemente, una causa importante en la pérdida de hueso periimplantario y provocar la pérdida del implante. La sobrecarga oclusal puede afectar negativamente la vida del implante y puede estar relacionada con otros factores como son el diseño protésico incorrecto (ej. extremos libres), las parafunciones (ej. bruxismo) y una oclusión desfavorable (ej. interferencias oclusales) ^{27,58}.

Una de las funciones primordiales de cualquier implante y su prótesis correspondiente es su capacidad para soportar las cargas masticatorias durante un largo periodo de tiempo. Las fuerzas masticatorias en el ser humano pueden llegar a los 1.221 Newton, lo que implica la necesidad de que los componentes implantológicos (implante + prótesis) tengan una resistencia capaz de soportar estas fuerzas y un diseño que permita su distribución a los tejidos circundantes de un modo que garantice su longevidad a lo largo del tiempo, por encima de los 20 años ⁶².

Desde un punto de vista fisiológico, la dirección de las fuerzas oclusales durante la carga funcional puede afectar la tasa de remodelación

INTRODUCCION

ósea en la interfase implante-hueso. En este sentido, las fuerzas axiales favorecen el mantenimiento de la estructura laminar ósea, 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 ⁶³.

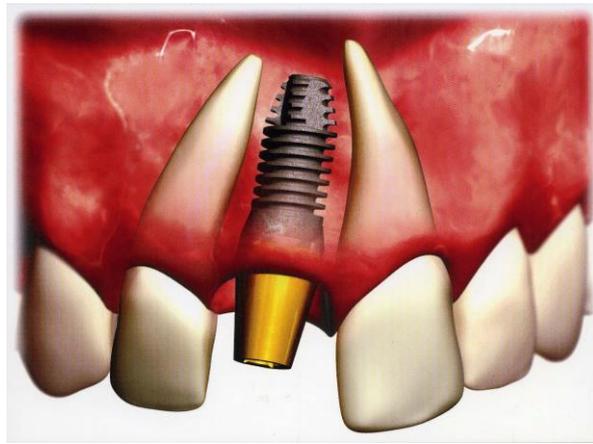


Figura 8

El complejo biomecánico implante-pilar está sujeto a dos tipos de fuerzas, la carga estática (resultante de fuerzas a las que está sometido el complejo señalado antes de recibir ningún tipo de carga oclusal) y la carga dinámica (resultante de fuerzas a las que se somete el complejo durante la función masticatoria) (Figura 8) ²⁶.

Cuando un tornillo se aprieta, se elonga, lo que produce una tensión en el mismo y una compresión entre las dos partes que el tornillo une. Este conjunto de fuerzas se denomina precarga y existe independientemente de que se ejerza o no una carga masticatoria externa. Cuanto mayor sea la precarga, más protegido estará el tornillo y más se alargará su vida. Por

INTRODUCCION

otro lado, la máxima congruencia entre los componentes (implante-pilar - prótesis) se denomina ajuste pasivo. Cuanto mayor ajuste pasivo se consiga, mayor será la precarga obtenida con un torque determinado, y menor será la tensión introducida en el sistema (Figura 9) ^{26,63}.

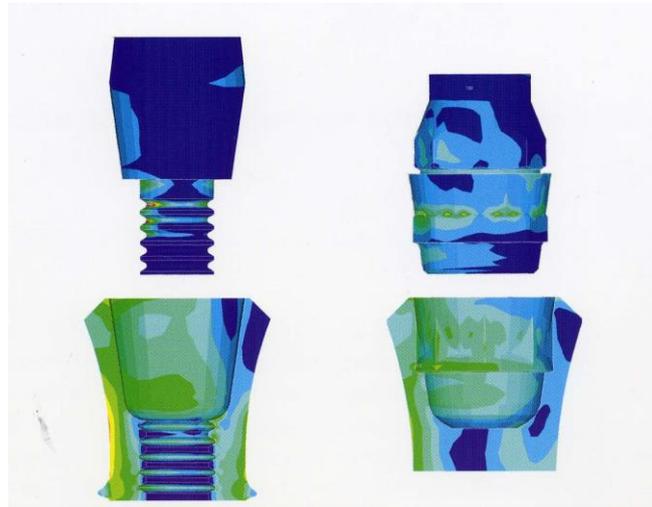


Figura 9

Los factores externos que influyen en la magnitud de las cargas funcionales sobre los implantes dentales son la forma del maxilar, la localización del implante en la arcada, ya que los sectores posteriores (molares) están sometidos a más cargas que los sectores anteriores (incisivos), las condiciones de la oclusión en la zona del implante y el tipo de material restaurador utilizado en las prótesis correspondientes ^{26,64}.

La sobrecarga oclusal puede ser una consecuencia de los cambios psicofisiológicos del paciente (actividades parafuncionales). De hecho, tanto el bruxismo céntrico como excéntrico pueden conducir a la sobrecarga de los implantes ^{26,65}. Los hábitos parafuncionales como el bruxismo complican la carga funcional en el tratamiento con implantes, ya

INTRODUCCION

que se incrementa notablemente la intensidad de las fuerzas (más de 20 veces), su duración (horas respecto a minutos) y su dirección con un patrón más horizontal y de cizallamiento lo que resulta más desfavorable para el tratamiento implantológico ⁶⁶.

Otros factores relacionados con la sobrecarga oclusal de los implantes son los factores de origen protético, incluyendo la oclusión inadecuada, la presencia de extremos libres y la falta de ajuste pasivo ⁶⁷⁻⁶⁹. En este sentido, un diseño oclusal adecuado es un requisito indispensable para la supervivencia de la prótesis implantosoportadas a largo plazo, sobre todo cuando existe una parafunción o un compromiso óseo. Un diseño oclusal inadecuado aumenta la magnitud de las fuerzas o cargas funcionales e intensifica la tensión mecánica y la deformidad de la cresta ósea periimplantaria provocando su reabsorción ⁷⁰⁻⁷¹.

4. LA FATIGA DE LOS IMPLANTES DENTALES

Las propiedades mecánicas de los sistemas de implantes dentales están intensamente relacionadas con el mecanismo de unión entre el implante y el pilar protésico y las propiedades retentivas de los tornillos de conexión. De hecho, los fracasos mecánicos de los sistemas protésicos sobre implantes suelen estar provocados por una excesiva elongación de los tornillos protésicos que exceden los límites intrínsecos de la resistencia de los materiales ⁷².

Los diferentes sistemas de implantes dentales han intentado desarrollar específicas conexiones con un diseño adecuado que permita una resistencia mecánica global mejor del completo implante-pilar que desafortunadamente no se ha demostrado definitivamente por las diversas

INTRODUCCION

empresas del sector (Figura 10). Por estos motivos, es necesario los estudios científicos para valorar las propiedades mecánicas de los sistemas de implantes ⁷².



Figura 10

El tratamiento con los implantes dentales representa en la actualidad una solución frecuente en la práctica de la odontología para la rehabilitación de los pacientes con pérdidas dentales. Para disminuir la incidencia de fracasos de los implantes, se han desarrollado los estudios experimentales que analizan y comparan los diversos componentes de los sistemas de implantes. Los resultados de estos ensayos representan las peores situaciones que ayudan a los profesionales de la clínica implantológica a seleccionar los mejores sistemas de implantes para conseguir buenos resultados a largo plazo ⁷³.

Los ensayos experimentales de fatiga cíclica intentan investigar el comportamiento biomecánico de los sistemas de implantes previamente a su utilización clínica con el fin de evitar las intervenciones necesarias cuando surgen los fracasos de los implantes (Figura 11). En este sentido, son utilizados muchos parámetros por los investigadores como son el

INTRODUCCION

número de ciclos de fatiga, las cargas aplicadas, la frecuencia de las cargas, la presencia de fluidos ambientales, las condiciones hidrotérmicas, etc ¹¹⁻¹².

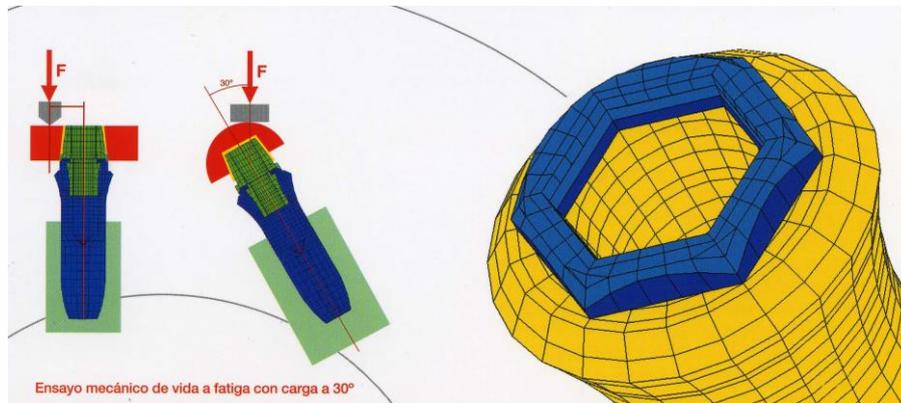


Figura 11

La rotura por fatiga de un componente mecánico es un fenómeno ampliamente estudiado en los últimos 200 años y está caracterizado por el hecho de que dicha rotura se produce en presencia de cargas cíclicas. Estas cargas presentan un valor inferior al de la carga que dicho componente es capaz de soportar de forma estática. Así mismo, las deformaciones asociadas a la rotura son pequeñas comparadas con las que se producirían en una rotura estática. Desde un punto de vista general, el fallo por fatiga consta de varias fases que abarcan desde la iniciación de una o varias grietas en el material, seguida por la propagación de dichas grietas hasta que se produce la rotura final del componente en cuestión (Figura 12) ⁷⁴.

El hecho de que las deformaciones involucradas en la rotura por fatiga sean pequeñas hace que sea difícil predecir, mediante inspección visual, el fallo de un componente. Por este motivo, el estudio del fenómeno de fatiga de materiales puede ayudar a prevenir fallos en componentes

INTRODUCCION

mecánicos y estructurales cuyas consecuencias pueden resultar, en ocasiones, catastróficas ⁷⁴.

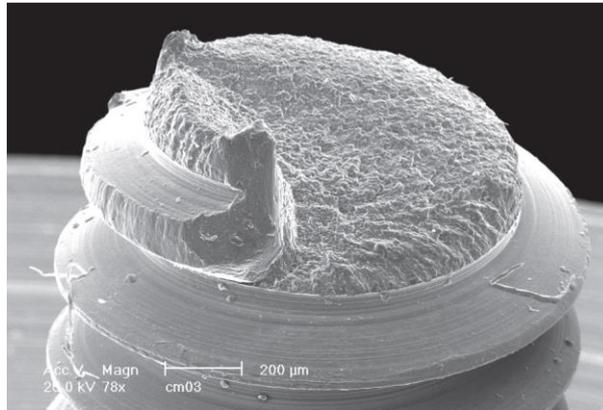


Figura 12

Un sistema de implantes dentales es un conjunto de elementos mecánicos cuya misión es servir como soporte para una o varias prótesis dentales y transmitir al maxilar las fuerzas que recibirán durante su vida útil. Los sistemas de implantes dentales están compuestos, generalmente, por varios cuerpos unidos entre sí y anclados al maxilar por lo que, durante su funcionamiento, se verán sometidos a numerosos ciclos de carga, principalmente los producidos durante la masticación ⁷⁴.

El hecho de que sean sistemas sometidos a cargas cíclicas justifica el interés por la caracterización del comportamiento a fatiga de los sistemas de implantes dentales. Por tanto, la rotura por fatiga de un implante dental es un fenómeno que, aunque no ocurre con mucha frecuencia, es importante caracterizar no solo por el interés que pueda suscitar desde el punto de vista del diseño, sino también por las complicaciones de tipo mecánico de carácter clínico que puede producir (Figura 13) ⁷⁵⁻⁷⁶.



Figura 13

Los sistemas de implantes dentales son elementos biocompatibles que, mediante su inserción en el hueso maxilar edéntulo parcial o total, sirven de soporte para las prótesis dentales sus cargas oclusales axiales y no axiales, por lo que su resistencia y comportamiento biomecánico es esencial para el éxito del tratamiento ⁵⁸⁻⁵⁹.

Las cargas a las que se encuentran sometidos son muy importantes no tanto por su magnitud como por la forma en que se producen; son cargas aleatorias de un valor normalmente muy inferior al de rotura y que se dan de forma muy repetitiva. Este tipo de carga, unido al hecho de que la vida del implante ha de ser muy elevada, hacen que el mecanismo de fatiga sea, generalmente, el causante de la rotura del mismo. La rotura por fatiga del cuerpo de un implante, comienza con la formación de una grieta en la zona entre las roscas o espiras, donde existe una alta concentración de tensión, y una posterior propagación hasta la rotura final ⁷⁷.

INTRODUCCION

Para caracterizar el comportamiento a fatiga de los sistemas de implantes dentales es muy importante la incidencia de diversos factores como son las propiedades mecánicas del material en que están fabricados y las características geométricas de los implantes, en concreto de sus roscas o estrías que pueden actuar como concentradores de tensión ⁷².

Igualmente hay que valorar las características topográficas de la superficie de los implantes, definidas por el tipo de tratamiento (ej. arenado, grabado, arenado+grabado) que poseen dichos implantes. Este tipo de superficie tratada puede tener importantes consecuencias en la resistencia a fatiga de los implantes, y dependerá del proceso de mecanizado empleado para fabricarlos y del posterior tratamiento superficial aplicado ⁷⁸.

La fatiga de los materiales constituye un daño estructural progresivo y localizado que ocurre en los materiales sometidos a repetidas fluctuaciones de tensiones o cargas. Experimentalmente, existen tres modelos de carga que pueden simular los fracasos por fatiga, la carga directa axial, el estrés o tensión por elongación y la carga por rotación ⁷⁹⁻⁸⁰.

Los estudios comparan la eficacia de los diferentes mecanismos de conexión que aseguren la unión entre el pilar protésico y la cabeza del implante ⁷²⁻⁷⁶. El diseño del complejo implante-pilar y las propiedades retentivas de los tornillos de conexión protésicos afectan a la resistencia del complejo implante-pilar. Esta conexión implante-pilar está influenciada por factores como el mecanizado, el sellado o ajuste de los componentes, la contaminación de saliva y la precarga del tornillo protésico ⁸⁰.

INTRODUCCION

La precarga protege al tornillo de conexión protésica de la rotura durante la carga cíclica. Si se comprime esta unión implante-pilar, la precarga se pierde y la interfase implante-pilar y el tornillo de conexión se deforman y pueden separarse. La precarga óptima se encuentra entre el 60-80% de la tensión del material cuando el tornillo es fabricado por mecanización. Si el tornillo es tensionado más allá de estos valores, sufrirá una deformación plástica que provocará la pérdida de la precarga y una función ineficaz ⁸¹.

La precarga, pues, no debe ser demasiado elevada y no extralimitar la capacidad elástica del material del tornillo. Un estudio reciente valoraba estos aspectos cuando aplicaba ciclos de fatiga a diferentes conexiones de implantes (externa hexagonal, interna hexagonal e interna cónica) para conocer la resistencia a la fractura ⁸⁰.

El estudio analizaba las alteraciones en los componentes del complejo implante-pilar mediante microscopio electrónico de barrido (MEB). El estudio recomendaba un torque de apretamiento de 30 Ncm en el tornillo del pilar y de 25 Ncm en el tornillo de la prótesis. El análisis del MEB indicaba que no existían daños por fatiga en la morfología de los tornillos a torques de 40 Ncm, indicando que los valores de apretamiento del estudio estaban por debajo del límite elástico del material ⁸⁰.

La evidencia científica ofrece diversos estudios que analizan la resistencia a la fatiga de los implantes dentales y de los componentes protésicos, sin embargo, la mayoría no presentan una estandarización de las fuerzas aplicadas, del ángulo de aplicación de la carga, y de la frecuencia

INTRODUCCION

de la carga ⁸²⁻⁸³. Para evitar estas situaciones metodológicas, se ha desarrollado un protocolo estandarizado de fatiga cíclica para estudios de implantes por un panel de expertos académicos y de la industria con la Organization for International Standardization (ISO 14081) con unas recomendaciones para evaluar implantes dentales intraóseos transmucosos ⁸⁴.

De esta forma, el protocolo ISO 14081 permite una valoración estandarizada del comportamiento biomecánico de los diferentes sistemas de implantes y sus componentes protésicos ante los ciclos de fatiga, y está siendo utilizado en estudios recientes que señalan que esta metodología es efectiva para establecer la predictibilidad mecánica de una restauración con implantes ^{4,12,72,78,80,86-88}.

**PLANTEAMIENTO
DEL
PROBLEMA**

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los implantes dentales pueden ser insertados con éxito y obtener una oseointegración adecuada para su carga funcional prostodóncica. En este sentido, la mayoría de los sistemas de implantes consisten en dos componentes, el implante y el pilar protésico. El primer componente está insertado en el hueso alveolar durante la fase quirúrgica y el segundo componente transmucoso se fija al implante durante la fase prostodóncica para soportar la prótesis correspondiente ¹⁻².

Un factor importante del éxito del tratamiento implantológico depende de la respuesta biomecánica a la carga funcional. 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 ^{3-4,37}.

Durante la función oral, especialmente, la masticación, los micromovimientos actúan sobre la unión conexión pilar-implante que debe resistir estas fuerzas naturales para preservar la integridad del tratamiento implantológico. Es evidente, que la unión entre los implantes y el tejido óseo es más rígida en comparación con la resiliencia que ofrece la existencia del ligamento periodontal en los dientes naturales. En este sentido, cuando existe una sobrecarga oclusal, las fuerzas actúan directamente sobre la unión implante-pilar y en la interfase del implante con el tejido óseo provocando un mayor estrés y una pérdida de la oseointegración ⁵⁻⁶.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La estabilidad de la prótesis sobre implantes depende de la integridad de la conexión del pilar atornillada con el implante. Las cargas o fuerzas oclusales pueden deformar el pilar y el tornillo de conexión provocando su fractura o pérdida. Los implantes con conexión externa tienen más tendencia a la pérdida del tornillo de conexión, sobre todo en los implantes unitarios, mientras que este problema es menor en los implantes de conexión interna ⁷⁻⁸.

La falta o pérdida del ajuste implante-pilar tiene consecuencias biológicas y biomecánicas. La presencia de esta interfase implica la posibilidad de acumulación de bacterias y sus metabolitos que generan mayores niveles de células inflamatorias alrededor de los tejidos que soportan los implantes. Desde un punto de vista biológico, sobre todo, en las conexiones externas en implantes sumergidos, se produce una contaminación bacteriana de la unión que puede provocar inflamación de la mucosa periimplantaria (mucositis) y posteriormente una mayor pérdida de hueso crestral y periimplantitis. ³⁸⁻⁴¹.

Desde un punto de vista biomecánico, los pilares mecanizados proporcionan un mejor ajuste y una mayor estabilidad a la conexión. Si son antirrotacionales incrementan la resistencia a la fractura y pérdida de los tornillos de conexión. Un mayor torque ofrece un grado mayor de fricción entre las superficies del implante y del pilar, sobre todo en los sistemas de conexión interna ^{2,7-8}.

Otro factor importante de estabilidad de la conexión implante-pilar es el tornillo de conexión y la fuerza de torque para su ajuste. Su forma,

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

tamaño y material influyen en su comportamiento ante las cargas funcionales. Antes de la carga, asegura y mantiene la conexión. Los tornillos son más estables mecánicamente en los implantes con conexiones internas que en las externas ⁶²⁻⁶³.

Los tests de fatiga cíclica pretenden investigar la duración biomecánica de las reconstrucciones dentales sobre implantes previamente a su aplicación clínica. El desarrollo de la implantología actual está introduciendo de forma permanente nuevos materiales y diseños que deben ser evaluados en estudios experimentales. Los diferentes sistemas de implantes deben ser valorados para evitar o disminuir aquellas complicaciones derivadas del complejo implante-pilar ^{80,86-88}.

Teniendo en cuenta, la investigación experimental y evidencia científica en este campo y su aplicación clínica, el presente trabajo doctoral tiene los siguientes objetivos:

1. Evaluar el comportamiento biomecánico del implante y del pilar protésico atornillado en los diferentes sistemas implantes de conexión interna.
2. Valorar, biomecánicamente, la posible fractura del cuerpo de un implante y/o de los componentes protésicos

**MATERIAL
Y
METODOS**

1. ELEMENTOS Y EQUIPOS EMPLEADOS.

El presente estudio de fatiga cíclica de los implantes dentales y pilares protésicos se ha realizado en el Departamento de Ingeniería Mecánica en la Escuela Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad de Sevilla.

Para la realización de los ensayos se han empleado los siguientes equipos, con los que se cumplen los requisitos especificados en el punto 5.1 de la norma ISO 14801:2008 ¹³⁷:

- Máquina universal de ensayos mecánicos MTS 858 MiniBionix.
- Célula de carga MTS 661.19F-01 de 5kN.
- 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 ISO 14801:2008.

Todos los equipos de medida empleados han sido calibrados según normas por empresas certificadas y tienen el certificado de calibración vigente.

2. MÉTODO DE ENSAYO Y MEDIDAS.

Los ensayos se atienen en todo momento a lo dispuesto en la norma ISO 14801:2008 ¹³⁷.

MATERIAL Y METODOS

La Figura 1 muestra un esquema del montaje del implante en un dispositivo de anclaje fijo. Como puede observarse, por un lado, la muestra se fija a un casquillo (Ver Anexo I), para ello se ha empleado como material para incrustación una resina epoxi de la marca Loctite (mod. Hysol 3472) con un módulo de elasticidad de 6 GPa (Ver Anexo III) y por otro, el casquillo se fija a un soporte mediante una contratuerca. Todos los componentes del sistema de fijación de la muestra están fabricados en acero.

El montaje se ha realizado de manera que se garantice que el ángulo de aplicación de la carga está comprendido entre 28 y 32°. Para ello, se ha mecanizado el soporte mostrado en la figura 1 con un plano a 30° de la horizontal, en el que se ha practicado una rosca hembra perpendicular al plano, en la que se aloja el casquillo. De esta forma se garantiza que el casquillo se sitúa a 30° respecto a la vertical, con las tolerancias de la fabricación, que son inferiores a un minuto. En el casquillo se ha realizado un taladro de diámetro igual al mayor de la parte de implante que irá alojada en él. Por otro lado, la fijación del implante en el casquillo, así como el diseño y colocación del miembro hemisférico de carga se han realizado de forma que se garantice que la distancia entre el centro del miembro hemisférico y el punto de intersección del eje del implante y la cara plana superior del casquillo (l , según figura 1 de la norma ISO 14801:2008)¹³⁷ está dentro de las tolerancias permitidas: 11 ± 0.5 mm. En el Anexo II se describe este proceso.

MATERIAL Y METODOS

La Figura 2 muestra diversas fotografías del implante y del sistema de fijación de los implantes, así como del montaje realizado para el ensayo en el laboratorio.

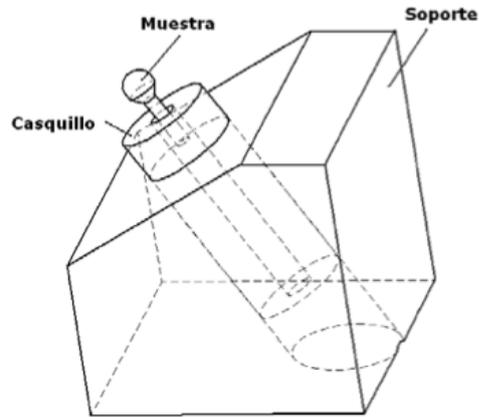


Figura 1: Esquema del montaje del implante en el dispositivo de anclaje fijo.



(a)



(b)



(c)

MATERIAL Y METODOS



(d)



(e)



(f)



(g)

Figura 2: (a) Componentes a ensayar; (b) Muestra de ensayo (c) Muestra fijada en casquillo; (d) Casquillo en soporte sin contratuerca; (e) Casquillo en soporte con contratuerca (f) Ensayo en funcionamiento; (g) Vista de zona de ensayo con equipos empleados.

MATERIAL Y METODOS

De acuerdo con la norma, 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 ISO 14801:2008¹³⁷. 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 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.

3. IDENTIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES ENSAYADOS Y DE SUS COMPONENTES

3.1.DESCRIPCIÓN DEL IMPLANTE DENTAL DE CONEXIÓN INTERNA DOBLE HEXAGONO CI

El implante dental Surgimplant CI Doble Hexágono (ref. ICI-03512) fabricado por Galimplant ® (Sarria, España), mostrado en la Figura 3, es un implante dental cuya función es la sustitución de las raíces dentales y servir de soporte para la rehabilitación protodóncica correspondiente.

MATERIAL Y METODOS

El implante dental Surgimplant CI Doble Hexágono (Figura 1) es del tipo de conexión interna. La plataforma del implante presenta un alojamiento dodecagonal que tiene la función de permitir la aplicación del par para la inserción del implante en el alveolo y formar el sistema para la retención antirrotacional de la prótesis en el caso de rehabilitaciones unitarias.

La forma de la rosca amplia y profunda que presentan este tipo de implantes es del tipo autorroscante, con tres estrías cortantes en la zona apical del implante. La materia prima en que están fabricados estos implantes es titanio grado 5 de acuerdo a la norma ISO- 5832-3:1999 ¹³⁸.

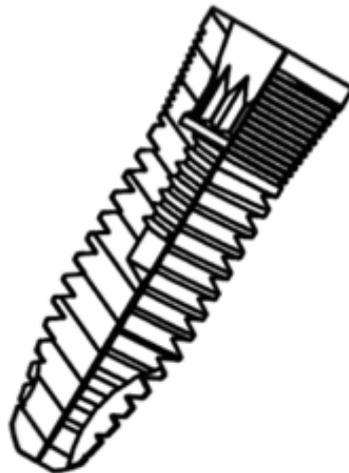


Figura 3: El implante Surgimplant CI Doble Hexágono

Los implantes Surgimplant CI Doble Hexágono presentan su superficie tratada mediante un proceso de arenado con óxido de aluminio y grabado con ácido nítrico para incrementar la rugosidad superficial del mismo. Los implantes presentan en su parte superior una franja pulida de 1

MATERIAL Y METODOS

mm de altura. En la Figura 4 puede observarse una descripción completa de las geometrías de los implantes.

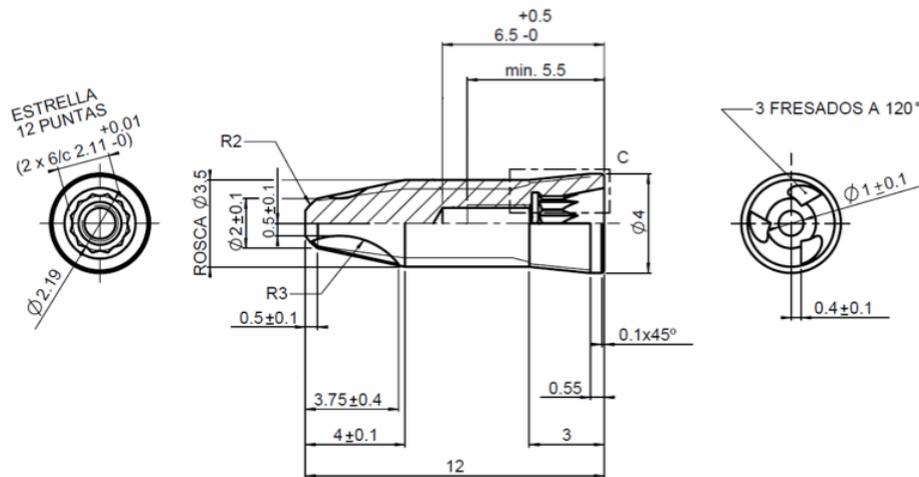


Figura 4: Geometría del implante Surgimplant CI Doble Hexágono

3.1.1. DESCRIPCIÓN DE LA PARTE CONECTORA.

El elemento protésico que se ha seleccionado como parte conectora del implante Surgimplant CI Doble Hexágono es un pilar cónico, PA-04010 ®. Este elemento presenta una parte superior que emerge del implante, una vez está unido al mismo, donde se cementa la rehabilitación protésica correspondiente. El elemento seleccionado presenta un saliente hexagonal que ajusta con el alojamiento existente en el implante, siendo su función la de evitar la rotación del elemento protésico respecto al implante.

MATERIAL Y METODOS

La materia prima en que están fabricados tanto el tornillo de retención como la parte conectora es titanio grado 5 según la norma internacional ISO- 5832-3:1999 ¹³⁸.

Ensamblaje: Mediante tornillo de retención empleando llave dinamométrica DYNA-TORQ (Ref. LD3) proporcionada por el fabricante que asegura un par de apriete de 30 Ncm.

Causa de elección de esta configuración: 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.

Intención de uso: La intención de uso de los implantes dentales ensayados es la sustitución de las raíces dentales que el paciente ha perdido por diferentes causas, y servir de soporte para la colocación de una rehabilitación que solventa los problemas masticatorios, fonéticos, y/o estéticos del paciente.

Estos implantes se consideran válidos para cualquier localización, mandíbular o maxilar, ya se destine a una rehabilitación unitaria o múltiple.

3.2.DESCRIPCIÓN DEL IMPLANTE DENTAL DE CONEXIÓN INTERNA OCTOGONAL CI

El implante Surgimplant CI (ref. ICI4012), mostrado en la figura 3, es un implante endoóseo cuya función es la sustitución de las raíces dentarias y servir de soporte para la rehabilitación que realizará un protésico dental. El implante dental Surgimplant CI fabricado por la

MATERIAL Y METODOS

empresa Galimplant es del tipo de conexión interna. La plataforma del implante presenta un alojamiento octogonal que tiene la función de permitir la aplicación del par para la inserción del implante en el alveolo y formar el sistema para la retención antirrotacional de la prótesis en el caso de rehabilitaciones unitarias. La forma de la rosca amplia y profunda que presenta este tipo de implante es del tipo autorroscante, con tres estrías cortantes en la zona apical del implante. La materia prima en que está fabricado este implante es titanio grado 5 de acuerdo a la norma ISO-5832-3:1999.

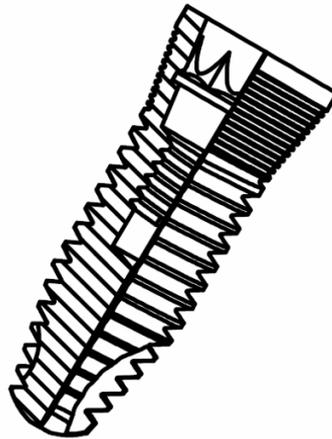


Figura 7: El implante Surgimplant CI octogonal

El implante Surgimplant CI octogonal presenta su superficie tratada mediante un proceso de arenado con óxido de aluminio para incrementar la rugosidad superficial del mismo. El implante presenta en su parte superior una franja pulida de 1 mm de altura.

En la Figura 8 puede observarse una descripción completa de la geometría del implante.

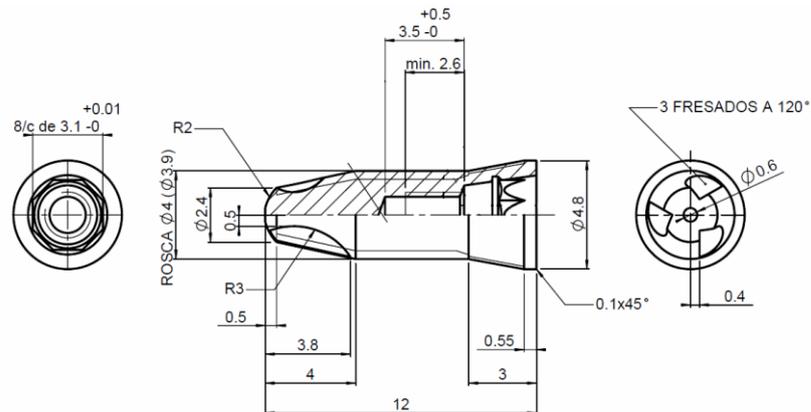


Figura 8

3.2.1. DESCRIPCIÓN DE LA PARTE CONECTORA.

El elemento protésico que se ha escogido como parte conectora del implante es un pilar cónico, PA4810 ®. Este elemento 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 octogonal que concuerda con el existente en el implante, siendo su función la de evitar la rotación del elemento protésico respecto al implante.

En la Figura 9 se presenta una descripción geométrica de la parte conectora ensayada.

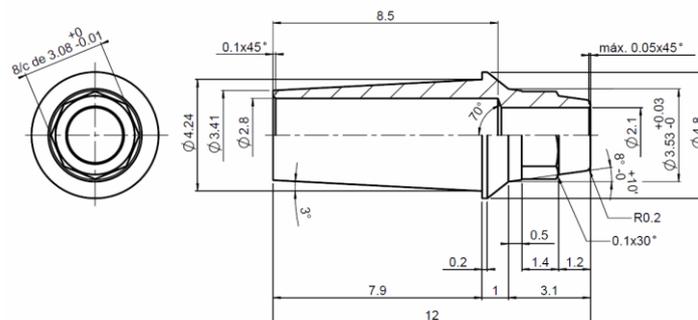


Figura 9

MATERIAL Y METODOS

El elemento protésico presenta un alojamiento interior donde se inserta el tornillo de retención de la prótesis, TP4048. La función de este tornillo es la de mantener la unión solidaria entre elemento protésico e implante.

En la figura 10 se muestra la geometría del tornillo de retención.

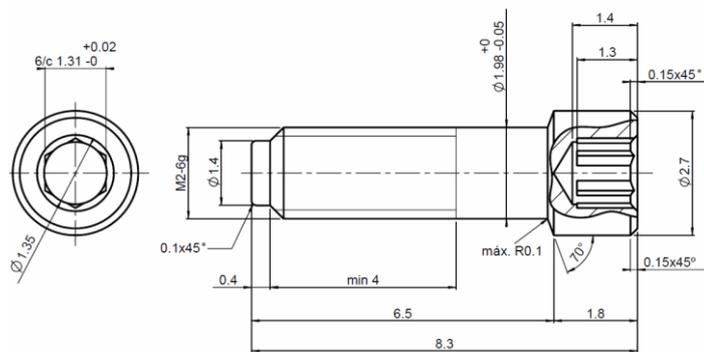


Figura 10

La materia prima en que están fabricados tanto el tornillo de retención como la parte conectora es titanio grado 5 según la norma internacional ISO-5832-3:1999.

3.3.DESCRIPCIÓN DEL IMPLANTE DENTAL DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL IPX

El implante IPX (ref. IPX3512), mostrado en la Figura 11, es un implante dental cuya función es la sustitución de las raíces dentales y servir de soporte para la rehabilitación que realizará un protésico dental. El implante dental IPX ® Galimplant, es del tipo de conexión interna. La plataforma del implante presenta un alojamiento hexagonal que tiene la

MATERIAL Y METODOS

función de permitir la aplicación del par para la inserción del implante en el alveolo y formar el sistema para la retención antirrotacional de la prótesis en el caso de rehabilitaciones unitarias. La forma de la rosca es del tipo autorroscante. La materia prima en que está fabricado este implante es titanio grado 4 de acuerdo a la norma ISO-5832-2:1999.

El implante SURGIMPLANT IPX gr IV presenta su superficie tratada mediante un proceso de arenado con óxido de aluminio para incrementar la rugosidad superficial de la misma. Dicho tratamiento responde al cumplimiento Informe de Ensayo 7 de 21 de la normativa INS-011 “Instrucciones para la realización del tratamiento superficial de los implantes”. El tipo de arenado definido para este tipo de implantes es “arenado total”. Tal como se define en la mencionada INS-011 la longitud de la superficie grabada o tratada superficialmente para este tipo de implante, arenado total, se extiende desde la plataforma hasta la zona apical del mismo.

En la Figura 11 puede observarse una descripción completa de la geometría del implante.

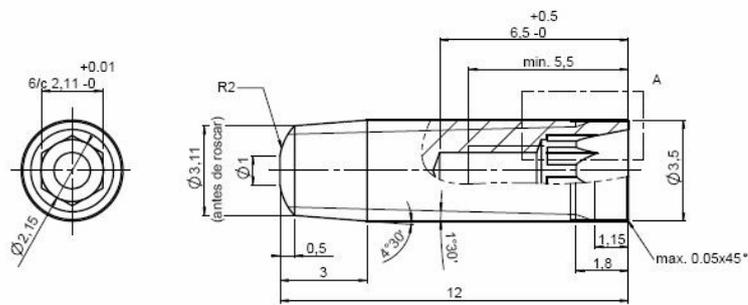


Figura 11

MATERIAL Y METODOS

3.3.1. DESCRIPCIÓN DE LA PARTE CONECTORA.

El elemento protésico que se ha seleccionado como parte conectora del implante Surgimplant IPX es un pilar cónico, PA-04010 ®. Este elemento presenta una parte superior que emerge del implante, una vez está unido al mismo, donde se cementa la rehabilitación protésica correspondiente. El elemento seleccionado presenta un saliente hexagonal que ajusta con el alojamiento existente en el implante, siendo su función la de evitar la rotación del elemento protésico respecto al implante.

En la Figura 12 se presenta una descripción geométrica de las partes conectoras ensayadas.

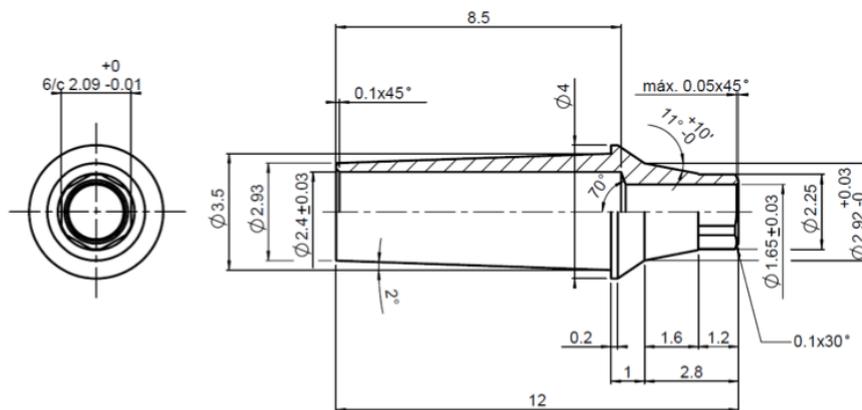


Figura 12

En la Figura 13 se muestra la geometría de los tornillos de retención.

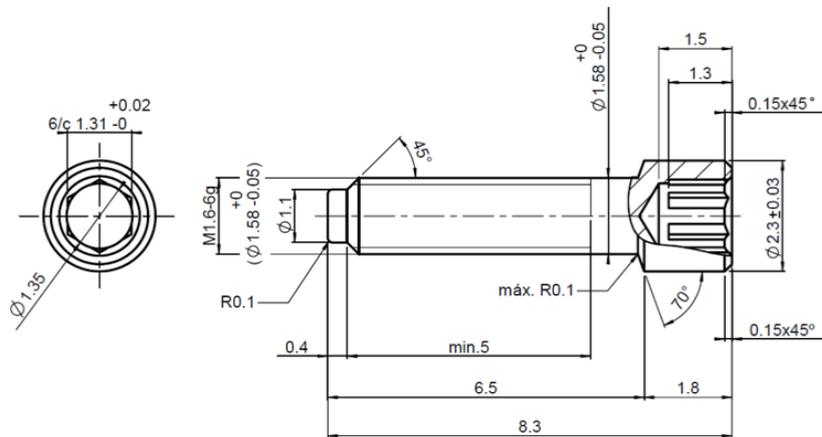


Figura 13

4. DESCRIPCIÓN DEL MIEMBRO HEMISFÉRICO DE APLICACIÓN DE CARGA

La Figura 7 muestra 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 14801:2008) ¹³⁷. La unión con el pilar se realiza mediante cementado empleando para ello el mismo material para incrustación usado para fijar la muestra bajo ensayo.

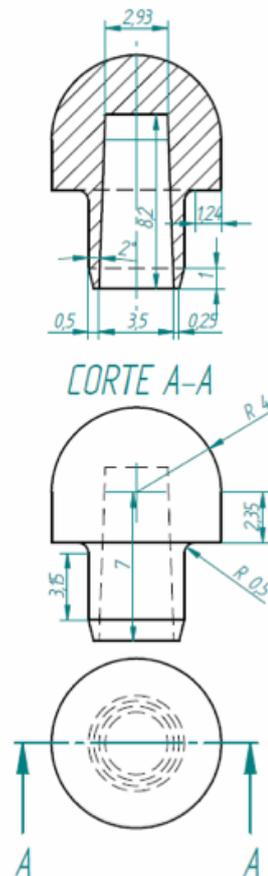


Figura 7: Diseño del miembro hemisférico de carga

5. ENTORNO DE ENSAYO

La Tabla 1 contempla las condiciones ambientales de la zona donde se han realizado los ensayos. Dadas las características de resistencia a la corrosión del material de los implantes ensayados (titanio), 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.

MATERIAL Y METODOS

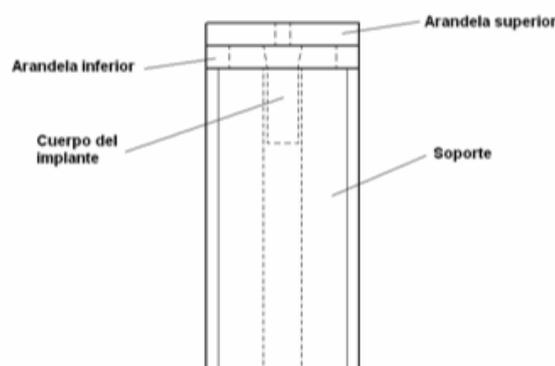
Medio	Temperatura	Humedad relativa
Aire	25 °C	60%

Tabla 1. Condiciones ambientales de la zona donde se han realizado los ensayos.

ANEXO I

En este anexo se describe el procedimiento empleado para fijar las muestras que serán objeto de ensayo siguiendo las especificaciones de la norma ISO 14801:2008 ¹³⁷.

El primer paso es fijar la parte del cuerpo del implante que trabaja anclada al hueso en un soporte que forma parte de un dispositivo de anclaje fijo. Para ello se empleará un sistema de arandelas mecanizadas con unos espesores de que garanticen la correcta colocación de la muestra en dicho soporte, para que al añadirle la esfera de carga, la distancia del centro de aplicación de la carga sea 11 mm. Este sistema se encuentra esquematizado en la siguiente figura:



En él pueden distinguirse los siguientes elementos:

MATERIAL Y METODOS

Soporte del implante: Se trata de una varilla roscada (M20) de 40mm de longitud, con las caras planas refrentadas y un taladro pasante centrado de 3.5mm de diámetro.

Arandela inferior: Arandela de 3 (± 0.1)mm de espesor y radios interior y exterior de 16mm y 20mm respectivamente. Las caras planas han sido refrentadas.

Arandela superior: Arandela de 3 (± 0.1)mm de espesor y radios interior y exterior de 3mm y 20mm respectivamente. Las caras planas han sido refrentadas.

El proceso de fijación puede esquematizarse en los pasos siguientes:

- 1) Sujetar el cuerpo del implante a la arandela superior haciendo coincidir el plano de la cabeza del mismo con la cara inferior de ésta; de esta forma el plano inferior de la arandela sirve como referencia y al apoyar sobre la cara superior de la arandela inferior se consigue sujetar la muestra a una distancia de 3mm del nivel nominal del hueso (Ver punto 5.3.2 de la norma ISO 14801:2008) ¹³⁷. Comprobar la perpendicularidad entre el implante y arandela.
- 2) Limpiar con un líquido desengrasante (acetona) el implante y las caras interiores del taladro del soporte de la muestra.
- 3) Preparar el material para incrustación siguiendo las instrucciones proporcionadas por el fabricante y aplicar la resina sobre el implante hasta cubrir totalmente la zona que va a ser fijada.
- 4) Colocar la arandela inferior sobre una de las caras del soporte de la muestra e introducir el implante en el taladro del mismo.

MATERIAL Y METODOS

- 5) Mantener presión entre el soporte de la muestra y la arandela superior durante al menos el tiempo requerido para que el adhesivo adquiriera propiedades funcionales. Dejar curar el tiempo especificado en la hoja técnica del adhesivo.

Una vez fijado el cuerpo del implante se procederá al ensamblaje del pilar usando el tornillo de retención y la llave dinamométrica proporcionada por el fabricante.

Finalmente se fijará al pilar el miembro de carga hemisférico empleando el mismo material para incrustación empleado con anterioridad.

Transcurrido el tiempo de curación del adhesivo la muestra estará lista para ser ensayada.

RESULTADOS

RESULTADOS

1.IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA DOBLE HEXAGONAL CI

Los resultados muestran los valores de las cargas aplicadas en cada ensayo, así como el número de ciclos que ha soportado el implante Surgimplant CI Doble Hexágono (ref. ICI-03512) y el pilar protésico con el tornillo de conexión. Además se indica la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo. Tanto la localización como la descripción se representan mediante códigos que se describen a continuación.

Localización (Figura 1).

L1: Cuerpo del implante coincidente con el plano superior del casquillo de sujeción.

Descripción.

D1: Fractura del cuerpo del implante

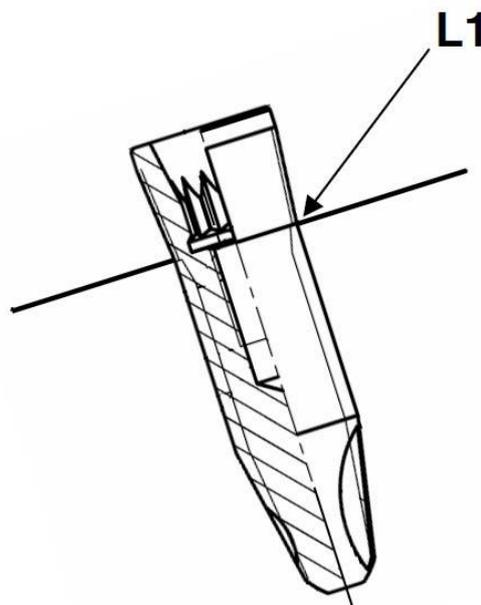


Figura 1

RESULTADOS

Se identifica el punto de fallo crítico y la localización de la iniciación del fallo. El fallo se define como el límite elástico del material, deformación permanente o fractura de cualquier componente.

Se realiza el estudio en las diferentes muestras de implantes de conexión interna doble hexagonal hasta que al menos 3 muestras de los implantes evaluados con las mismas cargas máximas y mínimas sobreviven y no presentan ningún fallo en un número específico de ciclos.

1.1. IMPLANTE

1.1.1. Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
400	40	1583	L1	D1

1.1.2. Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
400	40	2328	L1	D1

1.1.3. Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
300	30	1609	L1	D1

RESULTADOS

1.1.4.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
300	30	6690	L1	D1

1.1.5.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
300	30	8564	L1	D1

1.1.6.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
300	25	6748	L1	D1

1.1.7.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
250	25	20253	L1	D1

RESULTADOS

1.1.8.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
250	25	13782	L1	D1

1.1.9.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
225	25	31741	L1	D1

1.1.10.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 10

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
200	20	85898	L1	D1

1.1.11.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 11

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
200	20	33640	L1	D1

RESULTADOS

1.1.12.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 12

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
200	20	5000000	---	---

1.1.13.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 13

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
162	16,2	5000000	---	---

1.1.14.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 14

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
162	16,2	5000000	---	---

1.1.15.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 15

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
162	16,2	285588	L1	D1

RESULTADOS

1.1.16.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 16

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	5000000	---	---

1.1.17.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 17

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	5000000	---	---

1.1.18.Implante de Conexión Interna doble hexagonal. Muestra 18

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	5000000	---	---

Los valores obtenidos para el límite de carga de fatiga es de 150 Newton y el momento de curvatura nominal (N.m) es de 0,825.

La Tabla 1 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna doble hexagonal, con todas las cargas aplicadas en cada ensayo, el número de ciclos que ha

RESULTADOS

soportado cada implante, la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo.

Tabla 1

Muestra	Carga Máxima (N)	Carga Mínima (N)	Vida (ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	400	40	1583	L1	D1
2	400	40	2328	L1	D1
3	400	40	1609	L1	D1
4	300	30	6690	L1	D1
5	300	30	8564	L1	D1
6	300	30	6748	L1	D1
7	250	25	20253	L1	D1
8	250	25	13782	L1	D1
9	250	25	31741	L1	D1
10	200	20	85898	L1	D1
11	200	20	33640	L1	D1
12	200	20	$5 \cdot 10^6$	--	--
13	162	16.2	$5 \cdot 10^6$	--	--
14	162	16.2	$5 \cdot 10^6$	--	--
15	162	16.2	285588	L1	D1
16	150	15	$5 \cdot 10^6$	--	--
17	150	15	$5 \cdot 10^6$	--	--
18	150	15	$5 \cdot 10^6$	--	--

La Figura 2 muestra el diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados en la Tabla 2. Este diagrama representa el número de ciclos de carga que resiste cada muestra de implante de conexión interna doble hexagonal (en escala logarítmica) y la

RESULTADOS

correspondiente amplitud de carga (en escala lineal). Este diagrama de ciclos de carga muestra el módulo de elasticidad del implante a ensayar. Cada punto representa los resultados de una muestra de ensayo (Figura 2).

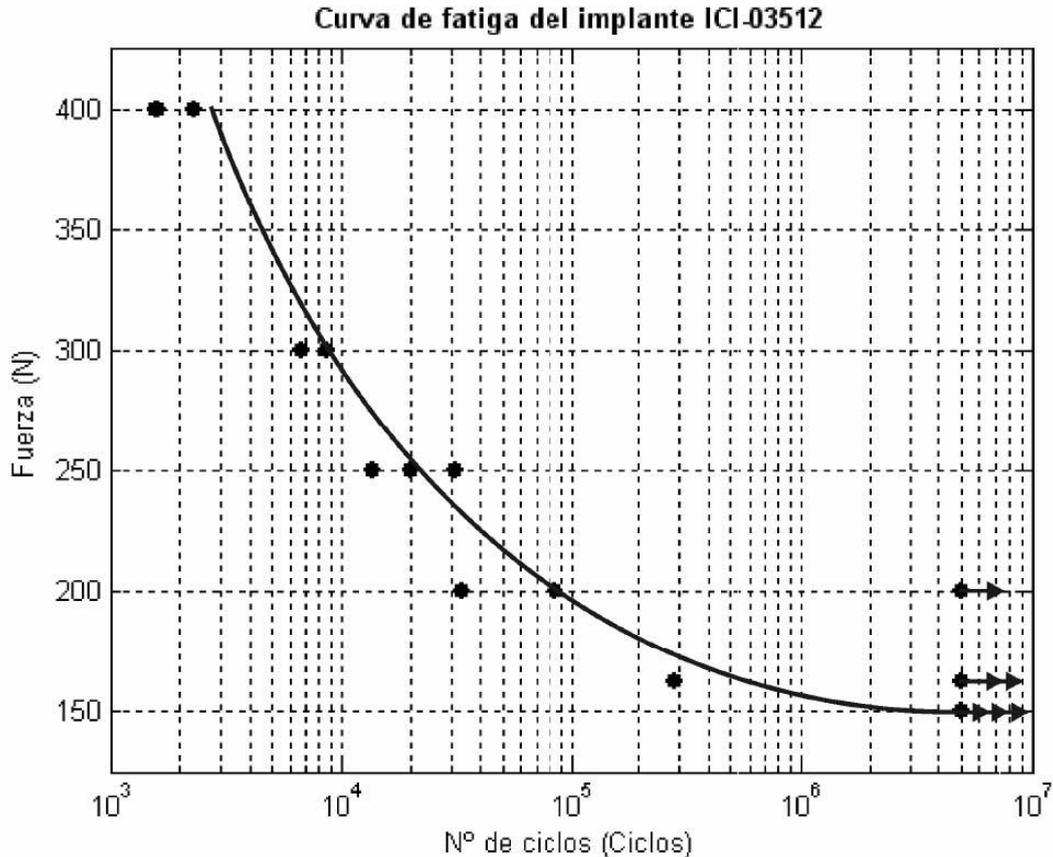


Figura 2

Los implantes de conexión interna doble hexagonal tienen una resistencia media a la fatiga como la mostrada en la curva de la Figura 2.

1.2. PILAR PROTESICO Y TORNILLO DE CONEXION

Durante todo el ensayo no hubo ninguna fractura del pilar protésico de conexión interna y del tornillo de conexión. Tampoco hubo aflojamiento del tornillo de conexión.

RESULTADOS

2.IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA OCTOGONAL CI

Los resultados muestran los valores de las cargas aplicadas en cada ensayo, así como el número de ciclos que ha soportado el implante Surgimplant CI Octogonal (ref. ICI-4012) y el pilar protésico con el tornillo de conexión. Además se indica la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo. Tanto la localización como la descripción se representan mediante códigos que se describen a continuación.

Localización (Figura 3).

L1: Cuerpo del implante coincidente con el plano superior del casquillo de sujeción.

Descripción.

D1: Fractura del cuerpo del implante

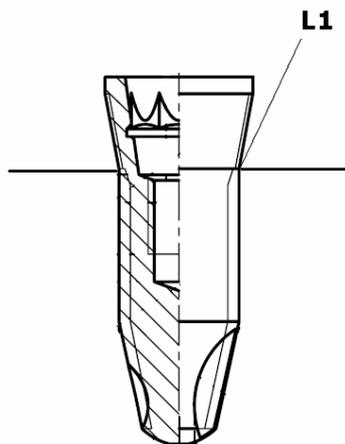


Figura 3

RESULTADOS

Se identifica el punto de fallo crítico y la localización de la iniciación del fallo. El fallo se define como el límite elástico del material, deformación permanente o fractura de cualquier componente.

Se realiza el estudio en las diferentes muestras de implantes de conexión interna octogonal hasta que al menos 3 muestras de los implantes evaluados con las mismas cargas máximas y mínimas sobreviven y no presentan ningún fallo en un número específico de ciclos.

2.1. IMPLANTE

2.1.1. Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
550	55	3556	L1	D1

2.1.2. Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
550	55	3482	L1	D1

2.1.3. Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
450	45	4963	L1	D1

RESULTADOS

2.1.4.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
450	45	14150	L1	D1

2.1.5.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
450	45	6315	L1	D1

2.1.6.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
400	45	11721	L1	D1

2.1.7.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
400	40	21807	L1	D1

RESULTADOS

2.1.8.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
400	40	54483	L1	D1

2.1.9.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
350	35	51168	L1	D1

2.1.10.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 10

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
350	35	23357	L1	D1

2.1.11.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 11

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
350	35	37872	L1	D1

RESULTADOS

2.1.12.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 12

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
340	34	44357	L1	D1

2.1.13.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 13

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
340	34	2003256	L1	D1

2.1.14.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 14

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
340	34	5000000	---	---

2.1.15.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 15

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
325	32,5	5000000	---	---

RESULTADOS

2.1.16.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 16

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
325	32,5	5000000	---	---

2.1.17.Implante de Conexión Interna octogonal. Muestra 17

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
325	32,5	5000000	---	---

Los valores obtenidos para el límite de carga de fatiga es de 325 Newton y el momento de curvatura nominal (N.m) es de 1,788.

La Tabla 2 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna octogonal, con 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

Muestra	Carga Máxima (N)	Carga Mínima (N)	Vida (ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	550	55	3555	L1	D1
2	550	55	3482	L1	D1
3	450	45	4963	L1	D1
4	450	45	14150	L1	D1
5	450	45	6315	L1	D1
6	400	40	11721	L1	D1
7	400	40	21807	L1	D1
8	400	40	54483	L1	D1
9	350	35	51168	L1	D1
10	350	35	23357	L1	D1
11	350	35	37872	L1	D1
12	340	34	44357	L1	D1
13	340	34	2003256	L1	D1
14	340	34	5000000	--	--
15	325	32.5	5000000	--	--
16	325	32.5	5000000	--	--
17	325	32.5	5000000	--	--

La Figura 4 muestra el diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados en la Tabla 2. Este diagrama representa el número de ciclos de carga que resiste cada muestra de implante de conexión interna octogonal (en escala logarítmica) y la correspondiente amplitud de carga (en escala lineal). Este diagrama de ciclos de carga muestra el módulo de elasticidad del implante a ensayar. Cada punto representa los resultados de una muestra de ensayo (Figura 4).

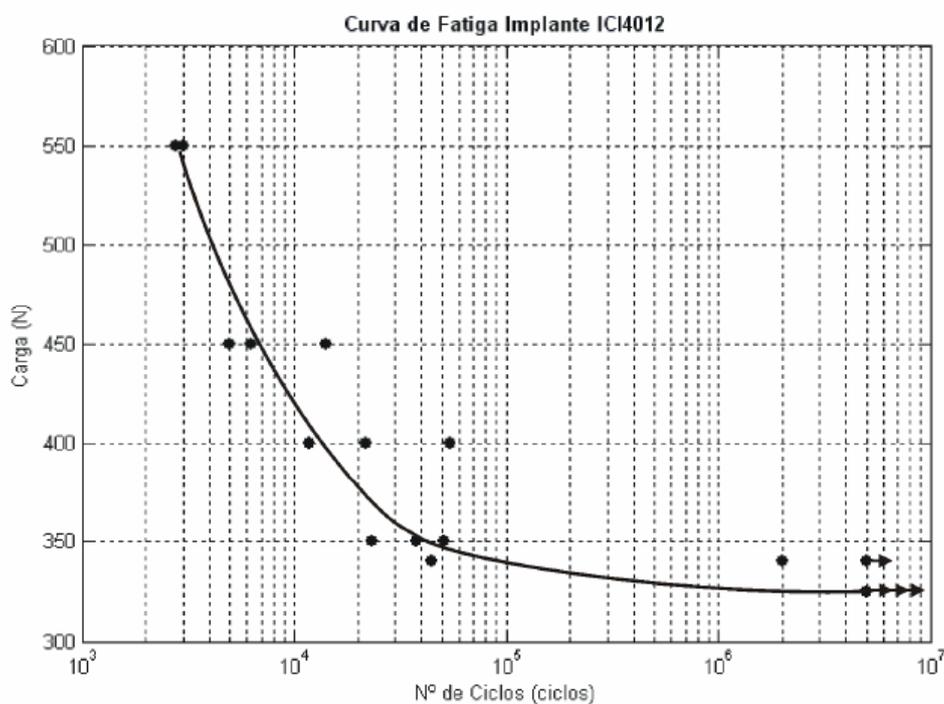


Figura 4

Los implantes de conexión interna octogonal tienen una resistencia media a la fatiga como la mostrada en la curva de la Figura 4.

2.2. PILAR PROTESICO Y TORNILLO DE CONEXION

Durante todo el ensayo no hubo ninguna fractura del pilar protésico de conexión interna y del tornillo de conexión. Tampoco hubo aflojamiento del tornillo de conexión.

3. 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 el implante Surgimplant IPX hexagonal (ref. IPX-3512) y el pilar protésico con el

RESULTADOS

tornillo de conexión. Además se indica la localización del punto crítico de fallo y descripción del mismo. Tanto la localización como la descripción se representan mediante códigos que se describen a continuación.

Localización (Figura 5).

L1: Cuerpo del implante coincidente con el plano superior del casquillo de sujeción.

Descripción.

D1: Fractura del cuerpo del implante

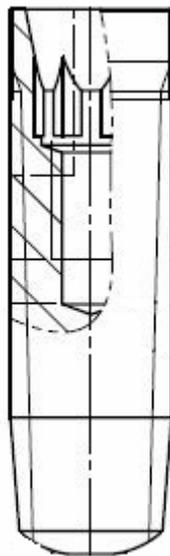


Figura 5

Se identifica el punto de fallo crítico y la localización de la iniciación del fallo. El fallo se define como el límite elástico del material, deformación permanente o fractura de cualquier componente.

Se realiza el estudio en las diferentes muestras de implantes de conexión interna hexagonal IPX hasta que al menos 3 muestras de los

RESULTADOS

implantes evaluados con las mismas cargas máximas y mínimas sobreviven y no presentan ningún fallo en un número específico de ciclos.

3.1. IMPLANTE

3.1.1. Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 1

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
240	24	12900	L1	D1

3.1.2. Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 2

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
240	24	13857	L1	D1

3.1.3. Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 3

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
240	24	10231	L1	D1

3.1.4. Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 4

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
200	20	22329	L1	D1

RESULTADOS

3.1.5.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 5

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
200	20	32787	L1	D1

3.1.6.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 6

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
200	20	37552	L1	D1

3.1.7.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 7

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	77035	L1	D1

3.1.8.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 8

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	213774	L1	D1

3.1.9.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 9

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
175	17,5	63754	L1	D1

RESULTADOS

3.1.10.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 10

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	245355	L1	D1

3.1.11.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 11

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	193634	L1	D1

3.1.12.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 12

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
150	15	5000000	---	---

3.1.13.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 13

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
135	13,5	5000000	---	---

3.1.14.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 14

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
135	13,5	5000000	---	---

RESULTADOS

3.1.15.Implante de Conexión Interna hexagonal. Muestra 15

Carga Máxima (Newton)	Carga Mínima (Newton)	Vida Ciclos	Fallo Localización	Fallo Descripción
135	13,5	5000000	---	---

Los valores obtenidos para el límite de carga de fatiga es de 135 Newton y el momento de curvatura nominal (N.m) es de 0,7425.

La Tabla 3 muestra todos los valores obtenidos y presentados anteriormente en los implantes de conexión interna doble hexagonal, con 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

Muestra	Carga Máxima (N)	Carga Mínima (N)	Vida (ciclos)	Fallo	
				Localización	Descripción
1	240	24	12900	L1	D1
2	240	24	13857	L1	D1
3	240	24	10231	L1	D1
4	200	20	22329	L1	D1
5	200	20	32787	L1	D1
6	200	20	37552	L1	D1
7	175	17.5	77035	L1	D1
8	175	17.5	213774	L1	D1
9	175	17.5	63754	L1	D1
10	150	15	245355	L1	D1
11	150	15	193634	L1	D1
12	150	15	5·10 ⁶	--	--
13	135	13.5	5·10 ⁶	--	--
14	135	13.5	5·10 ⁶	--	--
15	135	13.5	5·10 ⁶	--	--

RESULTADOS

La Figura 6 muestra el diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados en la Tabla 3. Este diagrama representa el número de ciclos de carga que resiste cada muestra de implante de conexión interna hexagonal (en escala logarítmica) y la correspondiente amplitud de carga (en escala lineal). Este diagrama de ciclos de carga muestra el módulo de elasticidad del implante a ensayar. Cada punto representa los resultados de una muestra de ensayo (Figura 6).

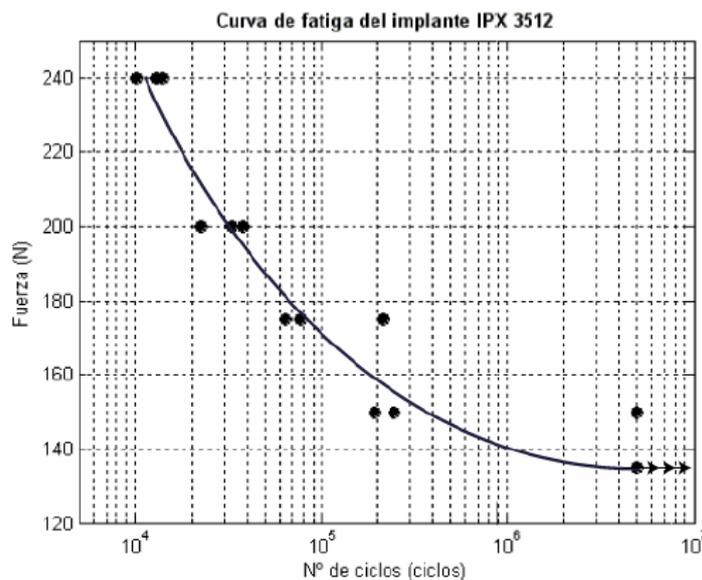


Figura 6

Los implantes de conexión interna hexagonal tienen una resistencia media a la fatiga como la mostrada en la curva de la Figura 6.

3.2. PILAR PROTESICO Y TORNILLO DE CONEXION

Durante todo el ensayo no hubo ninguna fractura del pilar protésico de conexión interna y del tornillo de conexión. Tampoco hubo aflojamiento del tornillo de conexión.

DISCUSION

DISCUSIÓN

Los factores oclusales y protésicos como el diseño macroscópico, las modificaciones en la superficie, el diseño del pilar y la conexión implante-pilar, influyen en el éxito del tratamiento con implantes dentales. Entre los criterios de éxito del tratamiento implantológico, se encuentra que los implantes dentales funcionen en la cavidad oral, especialmente durante la masticación, evitando la pérdida de hueso periimplantario durante su función ²⁰⁻²⁵.

Las dos principales causas de fracasos de los implantes dentales son la pérdida de la oseointegración que provoca la pérdida tanto del implante como de la restauración protodóncica, y el fracaso de los componentes del complejo implante-pilar, incluyendo la rotura de implante en sí mismo y el fallo de la conexión entre el implante y el pilar protésico ⁸⁹.

La pérdida de hueso marginal alrededor de los implantes ha sido considerado como una situación normal, biológicamente, siempre que no exceda de 1 mm durante el primer año del tratamiento después de la carga funcional, y de 0,2 mm anual, durante los años siguientes ⁹⁰⁻⁹¹. La revisión de la literatura indica que la reorganización de la anchura biológica alrededor de los implantes dentales, depende de la inserción del implante respecto a la cresta ósea (crestal o subcrestal) y de la sobrecarga oclusal que pueden provocar una pérdida temprana del hueso marginal ⁹².

La conexión entre el implante y el pilar juega un papel importante en la pérdida del hueso crestal alrededor de los implantes. Aún hoy, representa un tema muy controvertido en la implantología oral ²⁰⁻²¹. Se ha atribuido al diseño de la conexión implante-pilar un papel importante en la prevención

DISCUSIÓN

de la pérdida crestal periimplantaria, recomendándose cierto tipo de conexiones con el objetivo de reducir el microgap y los micromovimientos que influyen en el establecimiento de la anchura biológica ³⁸.

Además, de la respuesta ósea, el complejo implante-pilar es esencialmente una compleja unión biomecánica que relaciona el medio externo, la cavidad oral, con el medio interno, el hueso alveolar. En este sentido, el presente estudio doctoral representa una investigación experimental sobre la resistencia de biomateriales dentales para su posterior aplicación clínica. El estudio valora la respuesta mecánica a la fatiga de un componente de aplicación implantológica quirúrgica como es el implante dental; y de dos componentes, pilar mecanizado y tornillo de conexión, para su aplicación en la restauración protodóncica sobre el implante.

Los tests de fatiga cíclica han sido utilizados para comparar 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 ⁹³⁻⁹⁴. La fatiga es un daño progresivo, localizado y permanente de la estructura de un material (ej. implante dental) sometido a repetidos ciclos de tensión ⁹³⁻⁹⁴.

Actualmente, diversas investigaciones valoran los mecanismos de conexión entre el implante y el pilar y los métodos para mejorar esta interfase utilizando nuevos diseños del implante y de los componentes protéticos, así como el control de torque y la precisión de fabricación. Los estudios experimentales en laboratorio han demostrado que el éxito del tratamiento con implantes dentales está relacionado con la biomecánica que

DISCUSIÓN

debe asegurar la integridad de los implantes y evitar las fracturas de los componentes del complejo implante-pilar ⁹⁵⁻⁹⁶.

Los implantes dentales deben soportar las cargas masticatorias durante un largo periodo de tiempo, lo que implica la necesidad de que los implantes dentales tengan una resistencia capaz de soportar estas fuerzas y un diseño que permita su distribución a los tejidos periimplantarios de un modo que garantice su longevidad a largo tiempo, por encima de los 20 años ¹⁻⁴.

Las conexiones implante-pilar han sido consideradas como importantes para el éxito del tratamiento con implantes dentales. Durante la masticación, los implantes dentales interactúan con las fuerzas compresivas axiales que son paralelas al eje del implante y con las fuerzas transversales que son perpendiculares a este eje mayor de los implantes ⁹⁷.

Biomecánicamente, las fuerzas transversales son importantes porque influyen en el fallo de los tornillos de conexión, desde su deformación hasta su rotura. Los micromovimientos de las conexiones implante-pilar son críticos para el éxito de los implantes dentales ⁹⁷.

Las razones para evitar las fuerzas no axiales en los implantes dentales es la ausencia de ligamento periodontal que soporte a los implantes y la evidencia de que las fuerzas no axiales provocan áreas de mayor estrés en la interfase hueso-implante. La forma y la superficie de los implantes dentales hace imposible la transmisión de las fuerzas al hueso periimplantario de manera homogénea y natural ⁹⁸⁻¹⁰⁰.

DISCUSIÓN

Las cargas oclusales son transmitidas como compresivas en unas áreas y de tracción en otras áreas. La sobrecarga oclusal generada en el momento de la conexión de la prótesis al implante en la carga funcional inicial es tolerada casi siempre por los implantes sin evidencia de efectos negativos en la mayoría de las situaciones. Sin embargo, la localización y magnitud de estas fuerzas pueden alterar la respuesta de los implantes a la carga funcional, y repercutir en el hueso periimplantario.⁹⁸⁻¹⁰⁰

El diseño de la conexión y las propiedades retentivas del tornillo de retención afecta a la resistencia mecánica del complejo implante-pilar³⁷. Macroscópicamente, se han descrito más de 20 tipos de conexiones implante-pilar con diversas formas geométricas, aunque las más frecuentes son la externa hexagonal y la interna hexagonal con el objetivo de consolidar la unión implante-pilar y evitar los micromovimientos, los gaps y las fracturas⁸⁰.

Diversos estudios internacionales han comparado la respuesta biomecánica a través de estudios de fatiga cíclica de conexiones externas e internas de los implantes dentales^{2-3,44,87,101}. Un estudio evalúa los efectos de las cargas cíclicas laterales sobre los tornillos de conexión de los pilares en implantes hexagonales de conexión externa e interna³. Los valores de apretamiento o torque fueron medidos en la precarga y después de la carga funcional. En todos los grupos, las medidas de torque fueron mayores en la postcarga³.

Un estudio compara las características de las cargas realizadas en restauraciones soportadas sobre 4 implantes de conexión externa e interna⁴⁴. Se utilizaron modelos fotoelásticos fabricados artificialmente. Se

DISCUSIÓN

utilizaron 4 puntos de carga, demostrando que las conexiones internas producían menos estrés que las conexiones externas ⁴⁴.

Estos resultados son confirmados por un estudio para conocer las diferencias entre los implantes hexagonales de conexión interna o externa en relación a los patrones de distribución del estrés, donde los investigadores realizaron un estudio utilizando una metodología de elementos finitos. El estudio demostró que el tipo de conexión influenciaba en los resultados del estrés. La magnitud del estrés era generalmente menor en las conexiones hexagonales internas que en las hexagonales externas ¹⁰¹.

Como el comportamiento biomecánico de los implantes comparados con los dientes naturales es diferente, algunos problemas pueden ocurrir. El mecanismo de la distribución del estrés y de la transferencia de la carga funcional a la interfase hueso-implante es esencial para el éxito del tratamiento con implantes dentales. Los análisis de elementos finitos pueden ser utilizados para evaluar los nuevos componentes, configuraciones, materiales y formas de los implantes ¹⁰².

La mayor ventaja del método de análisis de elementos finitos es la capacidad de visualizar las tensiones en estructuras complejas como los implantes dentales y sus componentes protésicos y observar las tensiones en un modelo global, ayudando a localizar y cuantificar la magnitud del estrés. Estos métodos de investigación en el campo de la implantología oral están siendo utilizados con mucho éxito ¹⁰².

Desde un punto de vista biomecánico, la posible fractura del cuerpo de un implante y/o de los componentes protésicos depende por un lado de

DISCUSIÓN

factores externos, o sea las fuerzas que actúan sobre la estructura macroscópica de estos elementos quirúrgicos y protodóncicos y de factores internos resultantes de su resistencia estructural ¹⁻⁴.

En el presente estudio doctoral se evaluó el punto de fallo crítico (límite elástico del material, deformación permanente o fractura de cualquier componente) de diferentes tipos de implantes, con sus correspondientes elementos protésicos, con el objetivo de comparar sus límites de fatiga cíclica.

Un aspecto importante de las conexiones implante-pilar es valorar la respuesta biomecánica de los tornillos de conexión. Un estudio valora este aspecto en tres tipos de conexiones, hexagonal externa, hexagonal interna e interna como Morse ². Las conexiones fueron sometidas a un ensayo mecánico de un millón de ciclos con una frecuencia de 8 ciclos por segundo y una carga de 400 N. Las conexiones internas y especialmente las de como Morse presentaron una mejor estabilidad biomecánica ².

Los 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 aplicadas con un grado de inclinación sobre el complejo implante-pilar para evaluar su resistencia y comparar los diferentes sistemas de implantes ^{37,85-87}. Un protocolo estandarizado de fatiga cíclica para estudios de implantes fué desarrollado por un panel de expertos académicos y de la industria con la Organization for International Standardization (ISO 14081) con unas recomendaciones para evaluar

implantes dentales intraóseos transmucosos ⁸⁴.

Este protocolo ha sido utilizado en el presente estudio doctoral y en otros trabajos de investigación sobre biomecánica de los implantes dentales ^{12,72,78,80,86-88}. Un estudio compara 3 interfases pilar-implante (hexágono externo, hexágono interno, y cónica interna) para observar la respuesta a la resistencia a la fatiga cíclica. 30 complejos pilar-implante de cada tipo fueron ensayados ⁸⁰. Los tornillos de conexión implante-pilar fueron apretados con un torque de 30 Ncm. Después de un protocolo de 10^6 ciclos, y una frecuencia de carga de 16,7 Hz, el 50% de los tornillos de conexión sobrevivieron. La interfase hexagonal externa presentó los mejores resultados ⁸⁰.

El torque utilizado en el presente estudio doctoral en todas las conexiones implante-pilar ensayadas era de 30 Ncm. Este valor está en consonancia con otros estudios. Entre 25 Ncm y 40 Ncm, el microscopio electrónico de barrido no demuestra daños en la morfología del tornillo indicando que el torque aplicado está por debajo del límite elástico del material ⁸⁰.

La mayoría de los sistemas de implantes comprenden implantes dentales insertados quirúrgicamente colocados en el hueso del paciente y componentes transmucosos preparados para la prótesis correspondiente. Los elementos transmucosos están conectados al cuerpo del implante por una conexión con una geometría generalmente de conexión externa o interna de forma hexagonal ¹⁰³.

DISCUSIÓN

La adaptación de estos componentes se realiza a través del torque o apretamiento de un tornillo de conexión que consigue un buen sellado o unión de este complejo implante-pilar. El mantenimiento de estas conexiones puede ser desestabilizada por fuerzas oclusales originando el desarrollo de microgaps entre estos componentes. El ajuste y precisión de los componentes del complejo implante-pilar es fundamental para el éxito de su comportamiento biológico y biomecánico ¹⁰³.

El microgap originado por el desajuste entre la plataforma del implante y el pilar de la prótesis, puede dar lugar a fracturas del tornillo de conexión y otros componentes protéticos, fractura del implante, distribución inadecuada de fuerzas al hueso, acumulación de bacterias, fenómenos inflamatorios, pérdida de hueso y, en último caso, pérdida de la oseointegración ^{4,8-9}.

En el presente estudio doctoral, el torque de apretamiento de los tornillos de conexión fue de 30 N. Estos valores son recomendados para evitar la microfiltración o la presencia de gaps. De hecho, se ha comprobado en un estudio que cuando el torque aumenta de 10 N hasta los valores recomendados se reduce significativamente los potenciales efectos adversos de la microfiltración. Los valores de filtración de todas las muestras disminuyeron para el nivel del torque de 35 N ¹⁰⁴.

En aquellas situaciones de pérdida de ajuste, aumenta la posibilidad de movimientos horizontales y de microrrotación entre el implante y el pilar. Además, las fuerzas necesarias para desatornillar el tornillo de fijación en conexiones externas convencionales son inferiores a las que son necesarias para apretarlo, los micromovimientos podrían llevar a un

DISCUSIÓN

aflojamiento progresivo de los componentes protésicos bajo condiciones de carga cíclica dinámica ¹⁰⁵.

En el presente estudio de investigación doctoral se compararon 3 sistemas de implantes de conexión interna, con sus correspondientes pilares mecanizados y tornillos de conexión. Los implantes ensayados eran de diferentes diámetros, para poder valorar su respuesta biomecánica. En este sentido, los resultados expresados en las Tablas 1-3 muestran una diferente resistencia a la fractura dependiendo de las características macroscópicas de los implantes ensayados ¹²⁻¹³.

En el sistema de conexión interna octogonal (4 mm), los valores obtenidos para el límite de carga de fatiga fueron de 325 N. En el sistema de conexión interna con doble hexágono (3,5 mm), los valores obtenidos para el límite de carga de fatiga fueran de 150 N. En los implantes de conexión hexagonal con un menor diámetro de 3,5 mm (IPX) fueron de 135 N.

Algunos estudios confirman la importancia del diámetro de los implantes en los resultados de ensayos de fatiga cíclica ^{33,35}. Cuando se evalúan, biomecánicamente, implantes de conexión interna tipo cono Morse de diferentes diámetros se identifica su influencia en la tensión producida a nivel cervical del cuerpo de los implantes. Los implantes de 5 mm tienen un significativo menor estrés tensional que los otros grupos de 4mm y 3,5 mm ³³.

Además, del diámetro del implante, los diferentes valores de límite de carga de fatiga obtenidos en el presente estudio de investigación

DISCUSIÓN

doctoral resultan de la influencia que el diseño que cada tipo de conexión tiene en la resistencia del cuerpo del implante. De hecho, se puede observar en el análisis geométrico de cada sistema de implante ensayado (ver apartado de Material y Métodos) que el espesor de la pared a nivel de la zona de fractura es menor en los sistemas de conexión interna de doble hexágono (2 mm) (Figura 4) y hexagonal IPX (1,8 mm) (Figura 11) que en el sistema de conexión octogonal (2,4 mm) (Figura 8), pudiendo ser esta la razón para la menor resistencia del cuerpo del implante de conexión interna.

Las diferentes localizaciones de fractura de los implantes ensayados en el presente estudio doctoral reflejan además de las características macroscópicas en relación al diámetro y al diseño, las concentraciones mayores del estrés tensional, sobre todo en aquellos implantes con un menor diámetro. El estudio demuestra así mismo, el efecto negativo de la conexión interna sobre la estabilidad biomecánica de los implantes.

Los resultados del presente estudio de investigación doctoral indican que durante la realización de los ensayos de fatiga cíclica no hubo ninguna fractura del pilar protésico de conexión interna y del tornillo de conexión. Tampoco hubo aflojamiento del tornillo de conexión. La existencia de la fractura de los implantes, pues, puede expresar que las conexiones internas implante-pilar ensayadas poseen una unión intensa basada en la fricción por el contacto del pilar y el implante que es mejorada por el torque de apretamiento y que de alguna forma protege a la conexión.

Aunque el presente estudio doctoral de fatiga cíclica demuestra como antes determinados millones de ciclos de carga, los implantes se fracturan

DISCUSIÓN

por la zona más débil, sin embargo no existe una relación evidente entre los resultados experimentales y las situaciones clínicas ya que la fractura del implante insertado en el hueso maxilar o mandibular depende, además de sus ciclos de fatiga, de un proceso complejo de factores (tamaño y diseño del implante, oclusión inadecuada, la presencia de extremos libres y la falta de ajuste pasivo) ⁹².

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

PRIMERA. Los ensayos de fatiga mediante una carga cíclica variable de amplitud y frecuencia predeterminada representan una metodología adecuada para evaluar la resistencia a las fuerzas oclusales de los diferentes sistemas de implantes.

SEGUNDA. Desde un punto de vista biomecánico, la posible fatiga de un implante y/o de los componentes protésicos depende de factores externos como son las fuerzas que actúan sobre su estructura macroscópica y de factores internos resultantes de la resistencia estructural del material.

TERCERA. Los implantes ensayados presentaron la línea de fractura en el cuerpo del implante coincidente con el plano inferior de la conexión interna que constituían la localización con el límite elástico del material o deformación permanente.

CUARTA. Los implantes de conexión interna octogonal soportaron más carga cíclica máxima y mínima que los dos tipos de implantes de conexión interna hexagonal con la misma vida cíclica (número de ciclos), probablemente debido al diámetro diferente exterior e interior en la conexión del pilar protésico.

QUINTA. Los pilares y los tornillos protésicos soportaron perfectamente las cargas cíclicas y no presentaron aflojamientos ni roturas en su comportamiento estructural debido a su ajuste que protegía a la conexión.

SEXTA. La investigación experimental con estudios de fatiga cíclica debe ser desarrollada con nuevos materiales, diseños y métodos que ayuden a mejorar la respuesta biomecánica de los implantes dentales.

BIBLIOGRAFIA

BIBLIOGRAFIA

BIBLIOGRAFIA

1. 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.
2. 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.
3. Tsuge T, Yoshiyuki Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009; 28: 373–381.
4. 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: 1825-30.
5. 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.
6. Yamanishi Y, Yamaguchia S, Imazatoa S, Nakanob T, Yatanib H. Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012; 28:1126-33.
7. 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.
8. 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.
9. Larrucea Verdugo C, Jaramillo Nuñez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martín C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection. In vitro study. *Clin Oral Impl Res* 2014; 25:1078–83
10. Romanos GE, Biltucci MT, Kokaras A, Paster BJ. Bacterial composition at the implant-abutment connection under loading in vivo. *Clin Impl Dent Relat Res* 2016; 18:138-145.

BIBLIOGRAFIA

11. 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.
12. 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;33:261-269.
13. dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13: 215–223.
14. Coelho PG, Granato R, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Valverde GB, Jamal MN, et al. The effect of different implant macrogeometries and surface treatment in early biomechanical fixation: an experimental study in dogs. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4: 1974–1981.
15. Jimbo R, Tovar N, Anchieta RB, Machado LS, Marin C, Teixeira HS, Coelho PG. The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014; 43: 1269–1275.
16. 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
17. Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Santiago JF, Moraes SL, Carvalho BM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol* 2014; 40: 117–122.
18. Ozkir SE, Terzioglu H. Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis, *Indian J Dent Res* 2012; 23: 603–607.
19. Zanatta LC, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *J Craniofac Surg* 2014; 25:1068–1071.
20. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. Crestal bone loss and oral implants. *Clin Impl Dent Relat Res* 2012; 14: 783-791.
21. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Impl Dent Relat Res* 2012; 14: 792-807.
22. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen J et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.

BIBLIOGRAFIA

- Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 11 (suppl. 16): 1 - 132.
23. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surgery* 1981; 10: 387 - 416.
24. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2: 91 - 100.
25. 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.
26. 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.
27. Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol* 2012; 5 (suppl.):S91-103.
28. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 2003; 12: 306-317.
29. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17 (Suppl. 2) : 35-51.
30. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005; 94:377-381.
31. Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 866-876.
32. Himmlová L, Dostálavá T, Kácovsky A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91:20-25.
33. Castro CG, Zancopé K, Veríssimo C, Soares CJ, Neves FD. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. *Braz Oral Res* 2015; 29:1-6.

BIBLIOGRAFIA

34. Song SY, Lee JY, Shin SW. Effect of implant diameter on fatigue strength. *Implant Dent* 2017; 26: 59-65.
35. Shemtov-Yona K, Rittel R, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: Mechanical behavior. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014; 16: 172-177.
36. Shemtov-Yona K, Rittel R, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Failure analysis. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014; 16: 178-184.
37. Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:76–94.
38. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implante-abutment interface: Measurement, causes and consequences. *Implantologie* 2007; 15: 31-46.
39. Burguette RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 592–599.
40. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 529-536.
41. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-247.
42. Balshi TJ, Hernández RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 372-378.
43. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An *in vitro* study. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 239-244.
44. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011; 106:266-271.
45. Velasco E, Martinez-Sahuquillo A, Machuca G, Bullón P. La valoración clínica y el seguimiento de los implantes ITI-Bonefit. *RCOE* 1998; 3: 71 - 76.
46. Buser D, Merckse-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-

BIBLIOGRAFIA

- year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8: 161 - 172.
47. Velasco E, Monsalve L, Matos N, Jiménez A, García A, Medel R, Ortiz I, España A. La carga precoz de los implantes GMI con conexión interna y superficie arenada y grabada. *Av Perio Impl Oral* 2014; 26: 67-75.
48. Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EVF, da Rocha Bonatto LR, dos Santos DM. 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
49. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15:625-632
50. Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG. Implant-abutment connection designs for anterior crowns: reliability and failure modes. *Implant Dent* 2013; 22:540–545.
51. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:865-872
52. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants-CT based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12:219–234.
53. Jaworski ME, Melo AC, PichethCM, Sartori IA. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external hexagon and Morse taper-connection implants: an *in vitro* study using a new methodology. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 1091–1095
54. Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, De Albuquerque RF Jr. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: *in vitro* evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:551–560
55. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an *in vitro* study. *J Periodontol* 2009; 80:1991–1997.

BIBLIOGRAFIA

56. Norton M. In-vitro evaluation of the strength of the conical implant to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; 83:567-571.
57. Perriard J, Wisckott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - A comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:542-549.
58. 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.
59. Davies SJ, Gray RJM, Young MPJ. Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses. *Br Dent J* 2002; 192:79-88.
60. 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.
61. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J* 1995 ; 45 :16-26.
62. Brunski JB, Hipp JA. *In vivo* forces on endosteal implants: A measurement system and biomechanical considerations. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 82-90.
63. Klineberg I, Trulsson M, Murray G. Occlusion on implants-is there a problem. *J Rehabil* 2012;39:522-537.
64. Sagat G, Yalcin S, Gultekin A, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent* 2010; 19:498-508.
65. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 660-666.
66. Misch C, Scortecchi GM. Immediate load and restoration in implant dentistry: rationale and treatment. En: Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*. 3^a Ed. Mosby Elsevier. San Luis. 2007. pag: 799-836.
67. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2010; 105: 5-13.
68. Flanagan D. External and occlusal trauma to dental implants and a case report. *Dent Traumatol* 2003; 19: 160-164.

BIBLIOGRAFIA

69. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil* 2010; 37:525-531.
70. Misch C, Bidez MW. Occlusal considerations for implant-supported prosthesis: implant-protected occlusion. En: Misch C. *Dental Implant Prosthetics*. San Luís : Elsevier Mosby. 2005. pag: 472-510.
71. Isidor F. Occlusal loading in implant dentistry. En: Lang NP, Karring T, Lindhe J. *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Implant Dentistry*. Berlin: Quintessence. 1999. pag: 358-375.
72. 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.
73. Shemtov-Yonan K, Rittel D. Fatigue failure of dental implants in simulated intraoral media. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 62: 636-644.
74. Ayllón Guerola JM. Análisis del proceso de fatiga en implantes dentales. Tesis Doctoral. Universidad de Sevilla. 2014.
75. Antunes RA, Lopes de Oliveira MC. Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: mechanisms and mitigation. *Acta Biomater* 2012; 8: 937–962.
76. Choe HC, Lee JK, Chung CH. 2004. Analyses of fractured implant fixture after prolonged implantation. *Met Mater Int* 2004; 10, 327–335.
77. Matos Garrido N. Análisis de la resistencia mecánica de implantes dentales de conexión interna y de conexión externa. Tesis Doctoral. Universidad de Sevilla. 2012.
78. Velasco E, Monsalve-Guil L, Jiménez A, Ortiz I, Moreno-Muñoz J, Nuñez-Marquez E, Pegueroles M, Pérez RA, Gil FJ. Importance of the roughness and residual stresses of dental implants on fatigue and osseointegration behavior. *In vivo* study in rabbits. *J Oral Impl* 2016; 42: 469-476.
79. Ritchie R. Fatigue testing. En: ASM International, ed. *ASM Handbook - Mechanical testing and evaluation*. Ohio: ASM International; 2000. p. 688-9.

BIBLIOGRAFIA

80. Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces on fatigue testing. *J Appl Oral Sci* 2011; 19: 413-420.
81. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent*. 2005; 14: 378-82.
- 82- Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22:249-57.
- 83- Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dent Mater*. 1994; 10:215- 20.
84. Asociación Española de Normalización y Certificación. Ensayo de fatiga para implantes dentales endoóseos. UNE-EN ISO 14801. Madrid: Aenor. 2008.
85. Martins LM, Bonfant EA, Zavanelli RA, Freitas AC, Silva NRFA, Marotta L, Coelho PG. Fatigue reliability of 3 single-unit implant-abutment designs. *Implant Dent* 2012; 21:67–71.
86. Lee CK, Karlb M J, Kellya R. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater* 2009; 25:1419-25.
87. Lee TS, Han JS, Yang JH, Lee AB, Kim SH. The assessment of abutment screw stability between the external and internal hexagonal joint under cyclic loading. *J Korean Acad Prosthodont* 2008; 46:561-8.
88. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, MS, Marzo G. Evaluation of an Endosseous Oral Implant System According to UNIEN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dent* 2014; 23:665-671.
89. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16- year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21:772-7.
90. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
91. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:567-72.
92. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002;73:322-33.

BIBLIOGRAFIA

93. Navarro C, Muñoz S, Domínguez J. On the use of multiaxial fatigue criteria for fretting fatigue life assessment. *Int J Fatigue* 2008; 30: 32–44.
94. Niinomi M. Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *Int J Fatigue* 2007; 29: 992-1000.
95. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2008; 1: 30-42.
96. 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.
97. Khongkhunthian P, Khongkhunthian S, Weerawatprachya W, Pongpat K, DDS, 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.
98. Abichandani SJ, Bhojaraju N, Guttal S, Srilakshmi J. Implant protected occlusion: A comprehensive review. *Eur J Prosth* 2013; 1: 29-38.
99. Warreth A, Doody K, Morcos O, Al-Mohsen M, Ibieyou N. Fundamentals of occlusion and restorative dentistry. Part II: occlusal contacts, interferences and occlusal considerations in implant patients. *J Irish Dent Assoc* 2015; 61:252-259.
100. Graves CV, Harrel SK, Rossmann JA, Kerns D, Gonzalez JA, Kontogiorgos ED, Al-Hashimi I, Abraham C. The role of occlusion in the dental implant and peri-implant condition: A review. *The Open Dent J* 2016; 10: 594-601.
101. van Staden RC, Guan H, Loo YC, Newell W, Nell M. Comparative analysis of internal and external hex crown connection systems - a finite element study. *J. Biomed Sci Enginer* 2008; 1: 10-14.
102. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, de Carvalho PSP, de Mello CC, Lemos CAA. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with mplants. *J Oral Impl* 2014; 40: 217-228.
103. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NRFA. *In vitro* evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008; 35:917–924.
104. Lekholm U, Gröndahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8: 178-186.

BIBLIOGRAFIA

105. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19: 1276–1284.