

Influencia de la fatiga cíclica en las conexiones internas implante-pilar

Influence of the cyclic fatigue in the implant-abutment internal connections

Matos Garrido N*, Moreno Silvan M**, Ayllón Guerola JM***, Jiménez Guerra A*, Ortiz García I*, España López A*, Segura Egea JJ****, Velasco Ortega E*****

RESUMEN

Introducción: La conexión implante-pilar ha sido sugerida como crucial para el éxito a largo plazo de la oseointegración y para prevenir futuras complicaciones. El objetivo de este estudio fue evaluar la influencia de los tests de fatiga cíclica en el comportamiento de las conexiones internas implante-pilar.

Métodos: Fueron divididos 50 implantes de titanio de conexión interna en 3 grupos: conexión octogonal (OC); doble conexión hexagonal (DHC), y conexión hexagonal (HC) con sus respectivos pilares. Los pilares fueron apretados con una llave de torque a 30 Ncm. Una carga cíclica entre 550 N y 135 N fue aplicada con un ángulo de 30° de forma axial dependiendo del sistema de implantes durante 5 millones de ciclos.

Resultados: Los tests biomecánicos muestran una fractura de los implantes a una carga límite de 325 N de OC implantes; de 150 N en los DHC implantes y 135 N en HC implantes. La fracturas aparecieron en la zona de unión entre el cuello y el cuerpo del implante. No se han encontrado fracturas en los pilares ni en los tornillos de conexión.

Conclusiones: Los resultados de este estudio indican que los ciclos de fatiga cíclica son importantes para evaluar la respuesta biomecánica de las diferentes conexiones implante-pilar de los sistemas de implantes.

Palabras clave: Implantes dentales, carga cíclica, test de fatiga, biomecánica, conexión implante-pilar, implantología oral.

SUMMARY

Introduction: The connection implant-abutment has been suggested to be crucial for the long-term success of osseointegration and to prevent future complications. The aim of this study was to evaluate the influence of fatigue cyclic test in the behavior of internal connection implant-abutment.

Methods: Fifty titanium implants with internal connections were divided in 3 groups: octogonal connection (OC); double hexagonal connection (DHC); and hexagonal connection (HC) and with their respective abutments. Abutments were tightened to 30 Ncm with a torque controller. A cyclic load between 550 N and 135N according to different implant systems at a 30-degree angle to the long axis was applied to the implants for a 5 million cycles.

* Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

** Licenciada en Odontología. Máster en Implantología Oral. Universidad de Sevilla.

*** Departamento de Ingeniería Mecánica. Escuela Superior de Ingenieros Industriales. Universidad de Sevilla.

**** Catedrático de Patología y Terapéutica Dental. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

***** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos y Gerodontología. Director del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

Results: Biomechanical testing showed implant fracture in a limit load of 325 N of OC implants; in 150 N of DHC implants and 135 N of HC implants. Fracture cracks were located in the area between neck and body of implants. No abutments and screws retention fractures were found.

Conclusions: Results of this study indicate that fatigue cyclic tests are important to evaluate the biomechanical behavior of different connection implants-abutments of several implants systems.

Key words: Dental implants, cyclic loading, fatigue test, biomechanics, implant-abutment connection, implant dentistry

Fecha de recepción: 7 de julio de 2017.

Fecha de aceptación: 12 de julio de 2017.

Matos Garrido N, Moreno Silvan M, Ayllón Guerola JM, Jiménez Guerra A, Ortiz García I, España López A, Segura Egea JJ, Velasco Ortega E. Influencia de la fatiga cíclica en las conexiones internas implante-pilar. *Av. Odontoestomatol* 2017; 33 (5): 221-229.

INTRODUCCIÓN

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).

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 provo-

cando 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 cresta 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 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).

La presente investigación experimental tiene el objetivo de evaluar el efecto de la fatiga cíclica en las conexiones implante-pilar en diferentes implantes de conexión interna.

MATERIAL Y MÉTODOS

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.

MATERIAL

Los implantes Surgimplant doble hexágono de conexión interna Galimplant® (Sarria, España) y Surgimplant de conexión interna octogonal Galimplant® (Sarria, España) fueron utilizados en este estudio. Los implantes son fabricados con titanio grado 5. El implante IPX Galimplant® (Sarria, España) con conexión interna hexagonal es mostrado con titanio grado 4.

Los 3 tipos de implantes tenían la misma longitud, 12 mm. Los dos implantes con conexión hexagonal tenían un diámetro de 3,5 mm, mientras que el implante de conexión octogonal el diámetro era de 4 mm. Las plataformas eran de

diferentes tamaños, 3,5 mm (IPX3512®); 4 mm (interna doble hexagonal, ICI-03512®) y 4,8 mm (interna octogonal, ICI4012®). Todos los implantes presentan su superficie tratada mediante un proceso de arenado con óxido de aluminio y grabado con ácido nítrico para incrementar la rugosidad superficial del misma (Fig. 1).

Los elementos protésicos que se ha seleccionado para los implantes de conexión hexagonal es un pilar cónico que presenta una conexión saliente hexagonal que ajusta con el alojamiento existente en el implante. El elemento protésico que se ha seleccionado como parte conectora del implante de conexión interna octogonal es un pilar cónico, con el correspondiente saliente octogonal. La función de estas conexiones antirrotacionales es la de evitar la rotación del elemento protésico respecto al implante (Fig. 1). Se realizaron casquillos a medida para aplicar las fuerzas cíclicas sobre los implantes (Fig. 1).

Las conexiones implante-pilar en los 3 sistemas se han realizado mediante el apriete del tornillo de retención con un torque de 30 Ncm.

MÉTODOS

Para la realización de los ensayos se han empleado los equipos, máquina universal de ensayos mecánicos MTS 858 MiniBionix y célula de carga MTS 661.19F-01 de 5 kN con los que se cumplen los requisitos sanitarios y los especificados en el punto 5.1 de la norma ISO 14801:2008 (12,



Fig. 1. Componentes del complejo implante-pilar (implante, pilar, tornillo de conexión) así como el casquillo externo para el test de fatiga cíclica.

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

Los ensayos se atienden en todo momento a lo dispuesto en la norma ISO 14801:2008 (13). La figura 2 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, 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 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 2 con un plano a 30° de la horizontal. 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) (13) está dentro de las tolerancias permitidas: $11 \pm 0,5$ mm.

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



Fig. 2. Esquema del montaje del implante en el dispositivo para el test de fatiga cíclica

niveles de carga y del número de muestras a ensayar en cada nivel se atiende 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 14801:2008 (13). La incertidumbre en la medida de la carga aplicada producida por la célula de carga correspondiente es menor de 5 N, 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 era 15 Hz.

Las condiciones ambientales de la zona donde se han realizado los ensayos, son un medio con aire, temperatura de 25° y una humedad relativa de 60%.

RESULTADOS

Los resultados muestran los valores de las cargas aplicadas en cada ensayo, así como el número de ciclos que ha soportado el implante 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. Se ha identificado el punto de fallo crítico y la localización de la iniciación del fallo. El fallo se definió como el límite elástico del material, deformación permanente o fractura de cualquier componente.

L1 es el cuerpo del implante coincidente con el plano superior del casquillo de sujeción. D1: Fractura del cuerpo del implante (Fig. 3).

1. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA DOBLE HEXAGONAL (ICI-03512®)

Se realiza el estudio en las diferentes muestras de implantes de conexión interna 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 (Tabla 1). 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

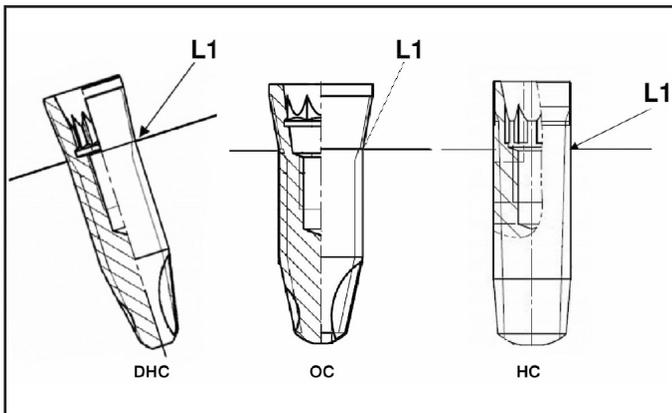


Fig. 3. Línea de fractura en los implantes con doble conexión hexagonal (DHC), conexión octogonal (OC) y conexión hexagonal (HC).

valores obtenidos, 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 1.- VALORES OBTENIDOS CON TODAS LAS CARGAS APLICADAS EN CADA ENSAYO Y EL NÚMERO DE CICLOS QUE HA SOPORTADO EL IMPLANTE CON CONEXIÓN DOBLE HEXAGONAL (LÍMITE DE CARGA DE FATIGA 150 N)

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	5·10 ⁶	--	--
13	162	16.2	5·10 ⁶	--	--
14	162	16.2	5·10 ⁶	--	--
15	162	16.2	285588	L1	D1
16	150	15	5·10 ⁶	--	--
17	150	15	5·10 ⁶	--	--
18	150	15	5·10 ⁶	--	--

La figura 4 muestra el diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados en la tabla 1. Este diagrama representa el número de ciclos de carga que resiste cada muestra de implante de conexión interna (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 (Fig. 4). Los implantes de conexión interna tienen una resistencia media a la fatiga como la mostrada en la curva de la figura 4.

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.

2. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA OCTOGONAL (ICI4012®)

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, 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.

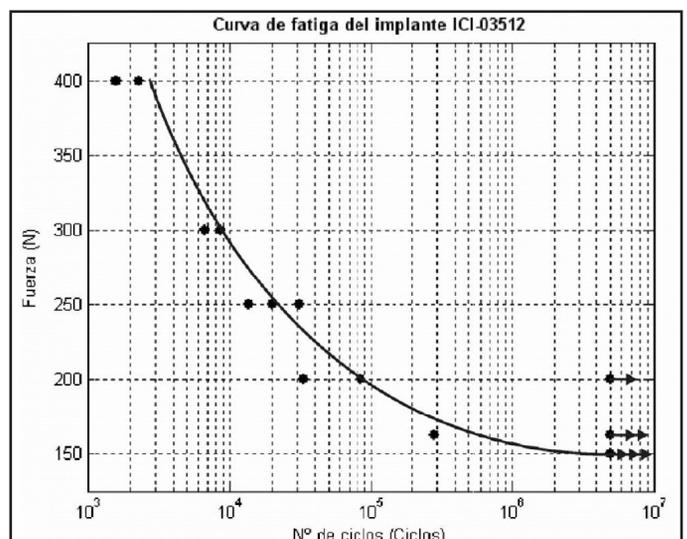


Fig. 4. Diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados con los implantes de conexión doble hexagonal (momento de curvatura nominal 0,825).

TABLA 2.- VALORES OBTENIDOS CON TODAS LAS CARGAS APLICADAS EN CADA ENSAYO Y EL NÚMERO DE CICLOS QUE HA SOPORTADO EL IMPLANTE CON CONEXIÓN OCTOGONAL (LÍMITE DE CARGA DE FATIGA 325 N)

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 5 muestra el diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados en la tabla 2. Durante todo el ensayo no hubo ninguna fractura del pilar protésico de conexión interna octogonal y del tornillo de conexión. Tampoco hubo aflojamiento del tornillo de conexión.

3. IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL (IPX3512®)

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, 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.

La figura 6 muestra el diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados en la tabla 3. Durante todo el ensayo no hubo ninguna fractura del pilar protésico de conexión interna octogonal y del tornillo de conexión. Tampoco

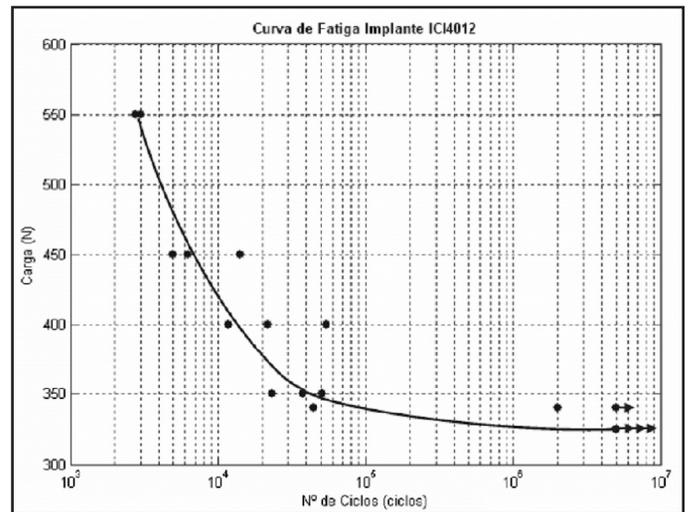


Fig. 5. Diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados con los implantes de conexión octogonal (momento de curvatura nominal 1,788).

hubo aflojamiento del tornillo de conexión.

DISCUSIÓN

El presente estudio representa una investigación experimental sobre la resistencia de biomateriales dentales para su posterior aplicación clínica. En este sentido, 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 implantológica protodóncica.

Los tests de fatiga cíclica han sido utilizados para comparar los diferentes mecanismos que aseguran la conexión implante-pilar. El análisis de las fuerzas de cargas axiales y tangenciales que influyen en la fatiga de estos materiales es importante (14, 15). La fatiga es un daño progresivo, localizado y permanente de la estructura de un material (ej.: implante dental) sometido a repetidos ciclos de tensión (14, 15).

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

TABLA 3.- VALORES OBTENIDOS CON TODAS LAS CARGAS APLICADAS EN CADA ENSAYO Y EL NÚMERO DE CICLOS QUE HA SOPORTADO EL IMPLANTE CON CONEXIÓN HEXAGONAL (LÍMITE DE CARGA DE FATIGA 135 N)

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	--	--

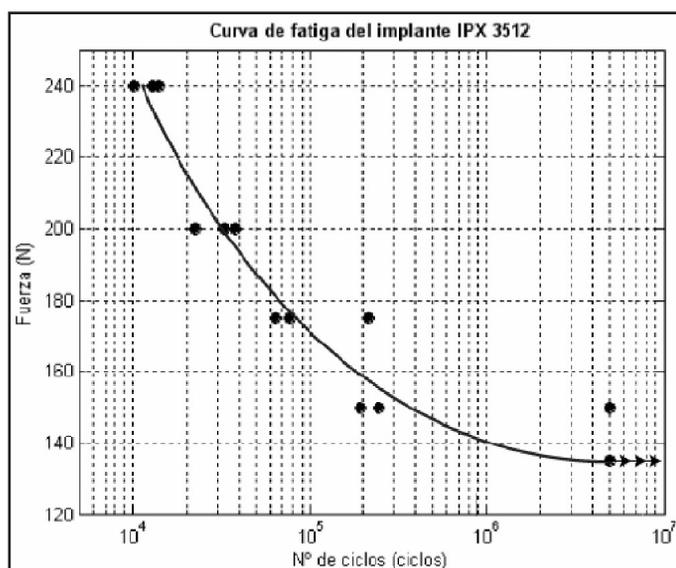


Fig. 6. Diagrama de carga cíclica obtenido a partir de los resultados de los ensayos mostrados con los implantes de conexión hexagonal (momento de curvatura nominal 0,7425).

experimentales en laboratorio han demostrado que el éxito del tratamiento con implantes dentales está relacionado con la biomecánica (21).

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).

El diseño de la conexión y las propiedades retentivas del tornillo de retención afecta a la resistencia mecánica del complejo implante-pilar (16). Desde un punto de vista biomecánico, 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 (17).

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 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 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.

Estos ensayos de fatiga se realizan mediante una carga cíclica variable de amplitud predeterminada y se registra el número de ciclos de carga hasta que ocurre un fallo. Las propiedades de fatiga de los ensayos se determinan por el número de muestras ensayadas. Experimentalmente, se utilizan fuerzas de carga axiales aplicadas con un grado de inclinación sobre el complejo implante-pilar para evaluar su resistencia y comparar los diferentes sistemas de implantes (16, 18-20). Un protocolo estandarizado de fatiga cíclica para estudios de implantes fue 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 (16).

Este protocolo ha sido utilizado en el presente estudio y en otros trabajos de investigación sobre biomecánica de los implantes dentales (4, 16, 18,

20). 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 (16). Los tornillos de conexión implante-pilar fueron apretados con un torque de 30 Ncm. Después de un protocolo de 106 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 (16).

El torque utilizado en el presente estudio 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 (16).

El ajuste y precisión de los componentes del complejo implante-pilar es fundamental para el éxito de su comportamiento biológico y biomecánico. El desajuste entre la plataforma del implante y el pilar de la prótesis origina un espacio, microgap, que puede dar lugar a fracturas del tornillo de conexión y otros componentes 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 osteointegración (4, 8, 9).

En el presente estudio se compararon 3 sistemas de implantes, 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 del diámetro del implante (12, 13).

En el sistema de conexión interna octogonal (4 mm), los valores obtenidos para el límite de carga de fatiga fueron de 325 Newton. En el sistema de conexión

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

Además, del diámetro del implante, los diferentes valores de límite de carga de fatiga obtenidos 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 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) y hexagonal IPX (1,8 mm) que en el sistema de conexión octogonal (2,4 mm), pudiendo ser esta la razón para la menor resistencia del cuerpo del implante de conexión interna.

Aunque el presente estudio de fatiga cíclica demuestra como antes determinados millones de ciclos de carga, los implantes se fracturan 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, de un proceso complejo de factores (tamaño y diseño del implante, oclusión inadecuada, la presencia de extremos libres y la falta de ajuste pasivo) (22).

CONCLUSIONES

Los estudios de ensayo de fatiga cíclica representan un método eficaz para valorar la respuesta biomecánica de los implantes dentales. Los estudios de fatiga cíclica permiten identificar la localización de los fallos críticos como el límite elástico del material, su deformación permanente o fractura de cualquier componente. En este sentido, la investigación experimental con estudios de fatiga es necesaria para evaluar nuevos diseños y materiales previamente a su aplicación clínica.

BIBLIOGRAFÍA

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;25:50615.
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. Asvanund P, Morgano M. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106:266-271.

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 periimplant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Science* 2013;55:239-45.
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 Núñez G, Acevedo Ávila 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;18:138-45.
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;62:333-46.
12. Asociación Española de Normalización y Certificación. Evaluación preclínica de la biocompatibilidad de los productos sanitarios usados en odontología. UNEEN ISO 7405. Madrid: Aenor. 1999.
13. Asociación Española de Normalización y Certificación. Ensayo de fatiga para implantes dentales endoóseos. UNE-EN ISO 14801. Madrid: Aenor. 2008.
14. 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.
15. Niinomi M. Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *Int J Fatigue* 2007;29:992-1000.
16. Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces o fatigue testing. *J Appl Oral Sci* 2011;19: 413-20.
17. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 76-94.
18. 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.
19. Lee CK, Karlb M J, Kellya R. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater* 2009;25:1419-25.
20. 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.
21. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2008;1:30-42.
22. 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.

CORRESPONDENCIA

Prof. Eugenio Velasco Ortega
Facultad de Odontología
Avicena, s/n 41009 Sevilla

Correo electrónico: evelasco@us.es