

EVALUACION MECÁNICA DE CONEXIONES INTERNAS EN 2 TIPOS DE ADITAMENTOS PARA IMPLANTES (PROPUESTA PARA DISEÑAR UNA PRUEBA DE FATIGA)

Pérez Gutiérrez Bertha Alicia*, **Alvarez Gayosso Carlos Andrés§**,
Morales Zavala Carlos Alberto** **Rodríguez Tizcareño Mario Humberto||**

RESUMEN:

Aún cuando la rehabilitación con implantes dentales ha sido considerado un tratamiento seguro y con resultados predecibles, los estudios de seguimiento a largo plazo en implantes indican que pueden ocurrir complicaciones tras la fase protésica tales como la inflamación de los tejidos blandos, pérdida ósea, aflojamiento o fractura del tornillo de fijación, así como pérdida de la oseointegración; mismas que podrían estar relacionadas con fuerzas masticatorias excesivas. Existe poca literatura acerca del esfuerzo en el implante así como su efecto en varios tipos de conexiones. Las prueba de fatiga hasta la fractura es aceptado como el mejor camino para generar valores acerca de la longevidad de implantes y simular las condiciones in vivo. En este estudio se determinaron las propiedades elásticas del conjunto implante-aditamento en implantes de conexión interna hexagonal y conexión interna octagonal bajo carga no axial para diseñar una prueba de fatiga.

Materiales y métodos:

Se utilizaron 20 implantes (10x4mm) y 20 aditamentos rectos para restauración cementada. Las muestras se dividieron en 2 grupos (Grupo M: Seven, Mis Implants, Bar Lev Industrial Park, Israel, y Grupo S: SLA Bone Level RC, Straumann, Switzerland). Las muestras fueron preparadas siguiendo la norma de calidad UNE-EN-ISO-14801 para implantes endoóseos. Se obtuvo el valor del esfuerzo y la deformación en el límite proporcional así como el límite elástico de cada implante. Se utilizó T-Student para el análisis estadístico. Las fracturas se observaron al microscopio.

*Alumna de la especialidad Alta especialidad en Implantología Quirúrgica y Protésica, FO. UNAM

§ Profesor del Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales y Biomateriales. FO. UNAM

** Profesor del Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales y Biomateriales. FO. UNAM

|| Coordinador de la Especialidad Alta Especialidad en Implantología quirúrgica y protésica. FO. UNAM.

Resultados:

Las muestras del grupo M iniciaron la deformación plástica en 1180 MPa, es decir, 232 N (23kg). Las muestras del grupo S en 2064 MPa, 405 N (40kg). No existieron diferencias estadísticamente significativas para deformación de cedencia ($p=0.406$), esfuerzo de cedencia ($p=0.333$) y módulo de elasticidad ($p=0.326$). Las muestras del grupo M mostraron deformación de la conexión, tornillo de fijación, así como en la plataforma de los implante. Seis muestras del grupo S no presentaron deformación visible en la conexión; sin embargo, macroscópicamente se observaron aditamentos fuera del eje axial del implante, creando un espacio entre la plataforma y el aditamento.

Conclusiones:

La geometría octagonal de algunas conexiones internas mostró mayor estabilidad y un efecto de antirotación al ser aplicada una carga oblicua. La conexión interna octagonal soportó mayor fuerza antes de deformarse en comparación con la conexión interna hexagonal.

Palabras clave: Pruebas mecánicas en implantes, conexiones internas en implantes, ensayos de fatiga implantes dentales.

MECHANICAL EVALUATION OF 2 DIFFERENT IMPLANT INTERNAL CONNECTION ABUTMENT (FATIGUE TEST DESIGN)

Abstract:

Dental implant rehabilitation has been considered a safe and predictable treatment; follow-up studies indicates that complications can occur after the prosthetic phase such as inflammation of the soft tissues , bone loss, screw loosening or fracture and loss of the osseointegration, these could be related to overload masticatory forces.

There are only a few studies about implant stress as well as the consequences related to connection types.

Stress test is accepted to generate data about implant longevity and simulate live conditions.

The elastic properties of two different implant-abutment internal connections under no axial loading were determined. The data obtained from this study could be useful to make a stress test design.

Material and methods:

Twenty implants (10 X 4 mm.) and twenty abutments (for cemented restorations) were used. Samples were divided in 2 groups M and S (M: Seven, Mis Implants, Bar Lev Industrial Park, Israel) (S:SLA Bone Level RC, Straumann, Switzerland).

Samples were prepared following quality standard UNE -EN -ISO- 14801 for endosseous implants.

Results:

Stress values and yield strength of each implant were obtained. T-test was used for statistical analysis. Microscopic photographs were obtained.

Samples of M group had initially creep to 1180 MPa, 232N (23Kg). Samples from the group S, to 2064MPa , 405N (40kg) .The statistical analysis revealed no significant differences for the deformation of provenance ($p = 0.406$) , yield stress ($p = 0.333$) and modulus of elasticity ($p = 0.326$) .

All microscopic photographs of group M showed screw and implant platform deformation. Six samples of group S macroscopically showed no visible deformation on the connection but some of the abutments were outside from the axial axis creating a gap between the implant platform and the abutment.

Conclusions:

The octagonal geometry of some internal connections showed stability and antirotation under oblique load. Internal octagonal connection reached better results compared with internal connection with hexagon.

Static results had shown indicative variances that could be useful in stress test.

Keywords: Implants mechanical test, Internal connection in implants, dental implants stress

INTRODUCCION:

En la actualidad pacientes parcial y totalmente edéntulos solicitan el tratamiento con implantes debido a que constituye una alternativa que brinda comodidad, estética y en muchos casos, permite respetar la integridad de las piezas dentarias remanentes sanas.¹

En las últimas décadas, los implantes dentales y procedimientos quirúrgicos se han desarrollado con el fin de asegurar resultados predecibles así como mejorar la función y la estética. La estadística alrededor del mundo demuestra una alta tasa de éxito a largo plazo para el tratamiento con implantes (sobre el 95%)¹ si estos fueron correctamente diseñados, manufacturados y colocados. Aun así se ha reportado un alto índice de complicaciones técnicas como aflojamiento del aditamento o del tornillo, mismas que pudieran estar relacionadas con fuerzas excesivas cíclicas.¹

Los estudios de seguimiento a largo plazo en implantes indican que pueden ocurrir complicaciones tras la fase protésica. Estas complicaciones incluyen la inflamación de los tejidos blandos, pérdida ósea, aflojamiento o fractura del tornillo de fijación, así como pérdida de la oseointegración.

En los diferentes tipos de restauraciones protésicas, los implantes y el hueso están sometidos a fuerzas o también denominadas cargas oclusales de diferente intensidad, frecuencia, velocidad y tipo. El ambiente biomecánico generado por las diferentes fuerzas que interactúan entre sí hacen que los implantes fracasen y con ellas las restauraciones protésicas debido a que se pierde hueso crestral y periimplantario hasta niveles no compatibles con una función aceptable.²

Los errores en la posición de los implantes pueden causar complicaciones protésicas, biomecánicas y de tejido periimplantar que pueden afectar seriamente la longevidad del implante. Algunos de estos errores pueden simplemente comprometer la salud periimplantar o afectar gravemente la restauración protésica de los implantes oseointegrados. La severidad de los errores en la posición de los implantes puede no dejar otra alternativa que la remoción del implante oseointegrado. Todos estos efectos indeseables representan una pérdida de tiempo, esfuerzo y recursos que afectan negativamente la cooperación del paciente y su satisfacción.³

ANTECEDENTES:

El entendimiento de la biomecánica del implante hace posible optimizar la planeación del tratamiento y reducir complicaciones y fallas. La aplicación de la ingeniería en la odontología ha contribuido al entendimiento de los aspectos biomecánicos de la implantología.

Existen varias publicaciones acerca del efecto en el diámetro del implante, cambio de plataforma, diámetro del reborde e inclinación de la fuerza aplicada a un implante en patrones de esfuerzo en el hueso circundante. Sin embargo, existe poca literatura acerca del esfuerzo en el implante así como de su efecto en varios tipos de conexiones⁴.

Conexiones en implantes

La configuración geométrica estructural de la conexión de los implantes es una condición fundamental en el mantenimiento de la estabilidad de la interfase implante/aditamento. Esta interfase determina la resistencia de la unión estabilidad rotacional y lateral.

Conexión externa:

El hexágono externo es el primer tipo de conexión que surge con la introducción de los implantes en forma de raíces en los años 60's gracias a Branemark. Su protocolo original necesitaba de varios implantes de hexágono externo para restaurar arcos totalmente desdentados, unidos por una barra metálica atornillada. En este protocolo, el papel del hexágono es solamente ayudar a dar posición al implante en la cirugía. Cuando los implantes fueron utilizados después para restauraciones parciales y unitarias, el hexágono pasó a ser utilizado para prevenir la rotación del aditamento y de la corona. Este hexágono no fue planeado para resistir fuerzas dirigidas sobre las coronas intraoralmente. No obstante, los fabricantes intentan compensar esta deficiencia por el cambio en el tipo de tornillo usado (geometría, altura, área de superficie), precisión de la adaptación y la cantidad de torque usada para ajustar los tornillos.

Existe una correlación directa entre la falta de adaptación rotacional de los hexágonos del implante/pilar y el aflojamiento del tornillo. Una adaptación rotacional con hasta 5° de libertad es considerada adecuada para promover una unión estable. Sin adaptación adecuada entre las paredes del hexágono y los componentes, las fuerzas cíclicas de la masticación dirigidas hacia el tornillo pueden causar su aflojamiento en repetidas ocasiones. Cuando existe algún grado de inclinación de la conexión implante/aditamento, las fuerzas serán transmitidas al tornillo, creando abertura de los márgenes y sobrecargando los tornillos. Esto último es la complicación protésica más común en implante unitarios.

El uso de la conexión de hexágono externo para prótesis unitarias en regiones de alta carga masticatoria no es tan indicado actualmente, debido a la existencia de otras conexiones más resistentes mecánicamente que minimizan los problemas de pérdida o aflojamiento de tornillos. Esta conexión está indicada para casos múltiples o confección de barras para sobredentaduras pues facilitan los procedimientos clínicos y de laboratorio. Los aditamentos de conexión externa, concentran mayores esfuerzos en el área cervical, mientras que los pilares de hexágono interno reportan un mejor comportamiento en la distribución de esfuerzos.

Conexión interna:

El desarrollo de esta conexión ocurrió a partir de la década de los 80 gracias a Screw Vent, así como a Friadent en 1992. Esta conexión posee un hexágono interno de 1.5 mm de profundidad y en el tope de este hexágono se incorporó una superficie estabilizadora con un ángulo de 45°. La gran ventaja para este tipo de conexión es la transmisión de fuerzas horizontales que son dirigidas directamente hacia el hexágono interno y área estabilizadora. El tornillo de fijación está sujeto a menor esfuerzo horizontal. Por lo tanto, el tornillo está menos propenso a aflojarse o fracturarse.

Se han llevado a cabo estudios que comparan los patrones de distribución del esfuerzo en diferentes tipos de conexiones de implantes así como las cargas que actúan sobre el hueso que rodea al implante. Al aplicar una carga horizontal, los implantes de conexión externa muestran un aumento de esfuerzo en el área cervical, mientras que en los de conexión interna, este esfuerzo, estará localizado en la punta del implante.

Cuando se coloca una carga angulada (no axial) sobre el cuerpo del implante, las fuerzas de compresión al lado contrario donde se aplican, aumentan. El hueso es menos resistente a estas fuerzas y el riesgo a romperse aumenta porque se promueven fuerzas de tracción y cizallamiento ⁵

El mecanismo de fricción y diseño de los aditamentos de conexión cónica proveen mayor resistencia a la deformación y fractura bajo carga compresiva oblicua en comparación con los de conexión interna. Las cargas dirigidas axialmente son benéficas para el hueso ya que promueven la salud del mismo. La resistencia del hueso cortical disminuye a medida que aumenta el ángulo de aplicación de la carga; las cargas oblicuas o no axiales pueden producir una resorción de la cresta poniendo en riesgo la estabilidad del implante pues pueden influir en los límites fisiológicos de la resistencia a la compresión y tracción del hueso. ^{6,7.}

En este estudio se determinaron las propiedades elásticas del conjunto implante-aditamento en implantes de conexión interna y cono Morse octagonal bajo carga no axial para diseñar una prueba de fatiga bajo la hipótesis de que la diferencia entre las fuerzas de cedencia no serán estadísticamente significativas.

MATERIALES Y METODOS:

Preparación de muestras:

Se vertió resina acrílica (Nic Tone, Casa Arias, México) preparada conforme las instrucciones del fabricante, en los cilindros de PVC (diámetro externo: 33 mm; diámetro interno: 26 mm; altura: 20 mm; Rotoplas, México). Se esperó 4 minutos antes de embeber el implante (Implantes de conexión interna de 10x4 mm, Grupo M, Seven, Mis Implants, Bar Lev Industrial Park, Israel e Implantes de conexión interna 10x4 mm, Grupo S, SLA Bone Level RC, Straumann, México) en la resina para obtener una viscosidad que no permitiera el movimiento del implante. Transcurrido los 4 minutos, se introdujo el implante en el centro del cilindro de acrílico con ayuda del paralelómetro (Ney, Dentsply, USA). Se esperó a que la resina acrílica polimerizara. Los aditamentos (Aditamentos rectos para restauración cementada, Grupo M, Standard cementing post, Mis Implants, Bar Lev Industrial Park, Israel y Aditamentos rectos para restauración

cementada, Grupo S, Pilar anatómico, Straumann, Basel Switzerland) fueron cortados para obtener una longitud de 6.5 mm y atornillarlos al implante usando un torquímetro (Straumann, Basel, Switzerland) aplicando un torque de 35 Nm. Las chimeneas fueron selladas con cinta teflón. Se cementaron cofias Cr-Co de 0.5 mm de espesor (Verabond Albadent USA) a los aditamentos usando cemento temporal (Temp-Bond, Denstply, USA.), Figura 1. Cada muestra fue pulida 1 mm en la zona superficial. Se prepararon 2 grupos de 10 muestras por cada fabricante: Grupo M y Grupo S.

Prueba mecánica de compresión:

El cilindro de PVC conteniendo al implante fue instalado en el aditamento angular (Figura 2) con una inclinación de $28\pm 2^\circ$ para soportar la carga axial (Figura 3) aplicada por la máquina universal de pruebas mecánicas (Instron 5567, USA) con una velocidad de carga de 5 mm/min. A todas las muestras se les aplicó una precarga de 4 ± 1 N. Se midió (Vernier, Mitutoyo, México) el diámetro ($D_o=0.5$ mm) de contacto entre la punta de carga unida a la celda de carga y la cofia para calcular el área de contacto A_o ($A_o = \pi D_o^2/4$). Se midió la longitud (L_o) entre la base del implante (resina acrílica) y el punto de contacto punta de carga-cofia. La fuerza se aplicó hasta que se perdió la linealidad entre la fuerza (N) y el desplazamiento (mm).

Se obtuvieron los valores de carga F en N y el desplazamiento ΔL en mm para calcular los esfuerzos (σ) en MPa y las deformaciones (ε) en mm/mm y obtener el diagrama esfuerzo-deformación del implante. El esfuerzo (σ) se calculó al dividir la fuerza F en Newton entre el área de contacto A_o en mm^2 .

La deformación (ε) se obtuvo al dividir el desplazamiento ΔL en milímetros entre la longitud original (L_o) en milímetros. Se obtuvo el valor del esfuerzo y la deformación en el límite proporcional así como el módulo elástico de cada implante. Se obtuvieron los valores medios y desviaciones estándar por cada grupo de las tres propiedades antes mencionadas. Se usó T-Student para determinar si existieron diferencias estadísticamente significativas.



Figura 1. Muestra preparada implante y cofia metálica.



Figura 2. Muestra instalada en el aditamento angular



Figura 3. Aplicación de la carga con la máquina de pruebas mecánicas Instron

Observaciones al microscopio:

La cofia fue retirada así como la cinta teflón que obturaba las chimeneas de las muestras ensayadas. Los aditamentos fueron removidos con el torquímetro separando de esta manera el aditamento del implante. Ambas partes se observaron utilizando un microscopio (MGC-10 LOMO, Mikko Instruments) con aumento de 16X. Se observaron los daños o deformación en la conexión interna (hexagonal u octagonal), el tornillo de fijación y la plataforma del implante.

RESULTADOS

En este estudio se reprodujo el sistema de carga sin chaflán que indica la norma de calidad UNE-EN-ISO-14801⁸ en el cual se representa un implante al cual se le aplica una carga no axial (oblicua) con un ángulo de $28\pm 2^\circ$; este ángulo representa un implante con el máximo ángulo desfavorable que puede ser rehabilitado usando un aditamento recto.

Los valores de esfuerzo y deformación en el límite proporcional se obtuvieron al determinar el límite de cada implante. La Figura 4 muestra la forma de hacerlo.

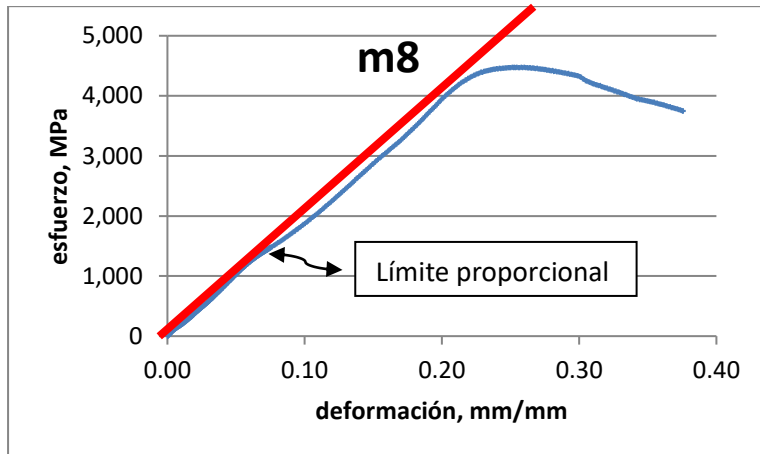


Figura 4. Curva esfuerzo-deformación típica para determinar el límite proporcional.

La Tabla 1 muestra las medidas de la deformación y del esfuerzo en el límite proporcional así como el módulo elástico de ambos grupos obtenidos por el método anterior. Las muestras del grupo M iniciaron la deformación plástica en 1180 MPa, es decir al recibir una fuerza de 232 N (23kg). Las muestras del grupo S en 2064 MPa, 405 N (40kg).

Grupo	Deformación cedencia	Esfuerzo cedencia	Módulo elástico
	mm/mm	MPa	GPa
M	0.066 (0.020)	1180 (329)	18 (5)
S	0.084 (0.045)	2064 (2109)	29 (24)

Tabla 1. Esfuerzo y deformación de cedencia, y módulo elástico de ambos grupos. Entre paréntesis, la desviación estándar.

El análisis estadístico usando T-Student indicó que no existen diferencias estadísticamente significativas para la deformación de cedencia ($p = 0.406$), esfuerzo de cedencia ($p = 0.333$) y el módulo de elasticidad ($p = 0.326$).

Análisis de superficies de fractura:

Grupo M. Las muestras presentaron deformación en la conexión interna (Figura 5), tornillo de fijación, defectos y abolladuras en la cofia metálica que cubrió el aditamento, a su vez la plataforma (Figura 6) de los implantes presentó deformación en la dirección de la carga aplicada. El tornillo de fijación se deformó haciendo imposible retirarlo del aditamento.

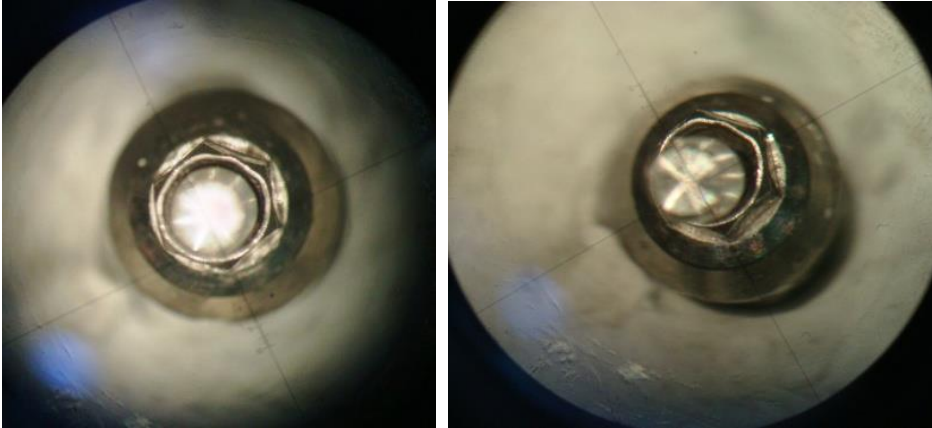


Figura 5. Deformación de la conexión interna hexagonal tras ser sometida a una fuerza compresiva.

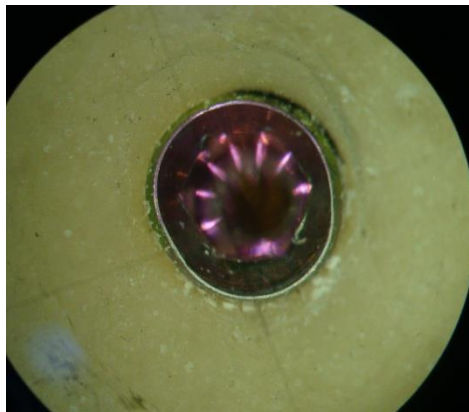


Figura 6. Deformación de la plataforma del implante tras ser sometido a una fuerza compresiva.

Grupo S. Seis muestras no presentaron deformación visible en la conexión interna octagonal (Figura 7); sin embargo, el tornillo de fijación se atoró en el aditamento lo que indica una deformación en la conexión. Tres muestras de este grupo presentaron

tornillo de fijación barrido por lo que no fue posible observar microscópicamente la conexión y la plataforma del implante. Macroscópicamente se observaron aditamentos fuera del eje axial del implante, así como un espacio entre la plataforma y el aditamento, lo que sugiere que la carga aplicada logró deformarlas.

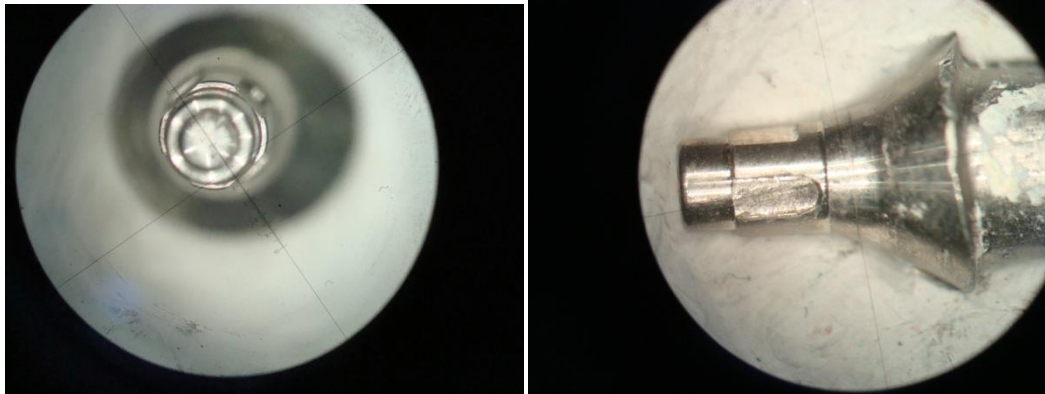


Figura 7. Deformación de la conexión internas octagonal tras ser sometidas a una fuerza compresiva.

DISCUSIÓN:

Dentro de la cavidad oral, los implantes están sujetos a cargas funcionales durante su uso. Es importante considerar el ciclo mecánico de carga y descarga de fuerzas cuando se evalúa el comportamiento de los implantes bajo condiciones in vitro. El ensaye de fatiga hasta la fractura es aceptado como el mejor camino para generar valores acerca de la resistencia a la fractura, la longevidad de implantes y simular las condiciones in vivo. Para este propósito, ISO ha establecido una guía para llevar a cabo pruebas de fatiga en implantes dentales, ISO14801.⁸

Los implantes dentales son sometidos a ciclos de carga durante la masticación. Este ciclo se le conoce como proceso de fatiga del material. La fatiga o ensaye cíclico se refiere al proceso donde, aunque un material es suficientemente estable en condiciones de ensaye no cíclico, es decir, que tenga un esfuerzo de cedencia alto pero al momento del ensaye cíclico, la propagación de microfracturas puede hacer que no alcance dicho valor y el material falle antes.

Para comprobar esto es necesario hacer un corte al implante y al aditamento para observar vía microscopia electrónica la formación de las microfracturas. Este procedimiento se tendría que realizar antes y después de hacer la prueba. Si hay varias microfracturas se esperaría que el material resista menor cantidad de ciclos antes de fallar. La fatiga puede hacer que estos se fracturen con graves consecuencias desde el punto de vista clínico.⁹

A pesar de la consideración de que los fracasos de la fatiga dependen esencialmente de las condiciones de superficie del material donde una alta fracción de grietas nace desde la superficie, parece que no hay un proceso de fabricación específico para

proporcionar la "mejor" calidad de la superficie de un material. Estudios mecánicos han revelado factores cruciales que influyen en la capacidad de soportar carga en los implantes.

La sobrecarga por flexión sobre los implantes, presenta patrones de distribución deficientes, en comparación con la carga axial, tanto para componentes protésicos, implantes y hueso de soporte.

La manifestación clínica de esta sobrecarga se observa cuando se afloja repetidamente el tornillo o cuando se fracturan los componentes roscados. Estas complicaciones se aprecian mediante una cita de control del paciente para evaluar clínicamente, después obtener una radiografía donde se evalúa la cantidad de hueso perdido una vez hecha la rehabilitación. Si hay pérdida de hueso debajo de la segunda cuerda del implante, se realiza un ajuste de la oclusión así como confeccionar una férula oclusal.

Las conexiones internas superan en mucho a las externas ya que proveen una mejor área de contacto así como una mejor distribución de fuerzas.

Se ha reportado que las fracturas en los implantes son poco frecuentes y pueden ser atribuidas a una situación biomecánica. El diagnóstico temprano de signos de alerta a la fatiga del implante como el aflojamiento, torsión o fractura de los tornillos de fijación así como la fractura de la cerámica de la prótesis, puede ayudar a prevenir este evento indeseable.¹⁰

Los autores de la actual investigación consideran que es importante realizar un seguimiento de los pacientes rehabilitados con implantes ya que una carga excesiva como la que se presenta en pacientes bruxistas, podría acelerar la aparición de fallas biomecánicas, fractura en las estructuras así como en la porcelana o resina.

Con el fin de evaluar la idoneidad de cada diseño de implante se deben realizar pruebas de fatiga según la norma ISO-14801⁸ que declara que es necesario obtener el valor de esfuerzo de cedencia a partir de un ensaye no cíclico para fijar un valor de fuerza que se encuentre al menos 80% por debajo del valor del esfuerzo de cedencia no cíclico y llevar a cabo el ensaye hasta que la muestra se fracture o se rompa o bien, hasta que alcance el límite de ciclos permitidos.⁷

Estudios mecánicos han revelado factores cruciales que influyen en la capacidad de soportar carga en los implantes. Por un lado, los desajustes horizontales o rotacionales que se consideran como el mayor factor en el tornillo de fijación. Otros son la altura, la localización y el diseño de las superficies laterales del implante y del aditamento que son importantes para mantener la estabilidad del tornillo de fijación.^{9,11}

Los esfuerzos de fatiga se clasifican en función a la posición y dirección de la aplicación de la carga. Para evaluar las propiedades de fatiga de un material, se cargan muestras cíclicamente mediante la aplicación de fuerzas de tensión, compresión, flexión o de torsión según sea necesario.

En Ciencia de Materiales existen dos tipos de ensayos mecánicos: los estáticos y los dinámicos. Los dinámicos son las pruebas de fatiga. Los estáticos son donde se determinan las propiedades mecánicas como el módulo elástico o el esfuerzo de cedencia por mencionar algunos. Una prueba de fatiga no puede llevarse a cabo sino están las propiedades estáticas determinadas. Una vez obtenidos los valores del límite proporcional de los materiales usando el ensayo estático, se configura la prueba para el ensayo cíclico o dinámico. Las muestras de ensayo deberán ser de forma individual con la misma geometría y ángulo de inclinación usando diferentes porcentajes de deformación o esfuerzo en el límite proporcional y las condiciones de prueba exigidas por la especificación de calidad UNE-EN-ISO-14801⁸. Así como la forma de la onda sinusoidal constante con la frecuencia suficiente para lograr los valores de fuerza exigidos en relación con el esfuerzo predeterminado y la relación de carga R ($R = F_{min} / F_{max}$, donde F es la carga o fuerza aplicada). Como lo especifica la norma UNE en ISO 14801⁸, el ensayo se detendrá cuando la muestra se fracture o bien haya alcanzado el número de ciclos exigidos y de esta forma obtener la curva S-N (curva esfuerzo-número de ciclos).¹² Esta curva puede predecir la vida útil de cualquier material a las condiciones del ensayo de fatiga.

La Figura 8 presenta los valores medios de deformación y esfuerzo en el límite proporcional de ambos materiales en una gráfica esfuerzo-deformación que son la forma gráfica de los valores de la Tabla 1.

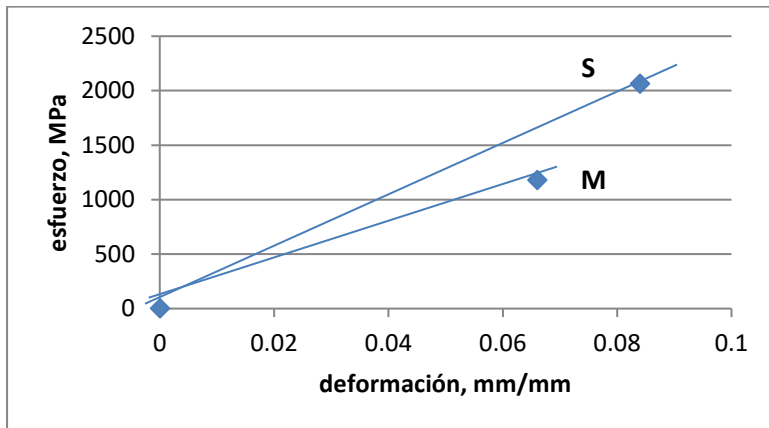


Figura 8. Comportamiento elástico de ambos materiales ensayados.

Se encontró que la deformación de cedencia de las muestras S fue 1.27 veces mayor que la deformación de las muestras M; el esfuerzo a la cedencia, 1.75 veces mayor que M. Esto puede ser indicio de que S podría soportar más ciclos antes de fracturarse a pesar de que su módulo elástico es 1.61 veces mayor que el módulo de elasticidad de M que sería la hipótesis a probar para los ensayos de fatiga aplicando una prueba de compresión bajo las mismas condiciones de angulación del implante.

La vida más larga de las muestras probadas, es decir soportar mayor número de ciclos, puede atribuirse a algunas causas; una de ellas, el pulido de la superficie que conduce

a la eliminación de la capa externa del material eliminando poros externos, por lo tanto, la disminución de la iniciación de fracturas.^{9,11.}

Las conexiones internas cónicas proveen un contacto íntimo entre implante y aditamento mejorando la estabilidad mecánica con el fin de evitar el aflojamiento del aditamento. La fijación y estabilidad de estos sistemas no están en función del tornillo de fijación sino de la resistencia friccional resultado del contacto entre las partes cónicas que empatan entre el aditamento y el implante. La buena estabilidad obtenida por estos sistemas parece proveer gran resistencia a fuerzas de torsión en la interfase implante-aditamento. Las fuerzas laterales son soportadas principalmente por la interfase cónica que previene la fractura de los aditamentos.

La conexión hexagonal tiene ventajas biomecánicas entre las cuales están; mejor distribución bajo carga mecánica, alta estabilidad, debido a un área más ancha de la conexión y una resistencia mayor a fuerzas laterales por un centro de rotación más bajo.¹³ En el presente estudio la geometría de la conexión interna octagonal de las muestras del grupo S permitió una mejor distribución de la carga, mejorando la estabilidad en el aditamento y el tornillo de fijación.

Las fuerzas oclusales juegan un papel importante en el aflojamiento del tornillo en implantes con conexión hexagonal, donde la precarga es la única fuerza que resiste las fuerzas funcionales oclusales para mantener unido el aditamento al implante. Si la precarga es excedida por la fuerza oclusal, el tornillo se aflojará. Las fuerzas compresivas generadas por los movimientos de masticación reducen la retención del aditamento.^{14,2.}

La deformación se utiliza para analizar el comportamiento de los materiales bajo condiciones de fuerzas cíclicas como las fuerzas masticatorias. El aumento y la acumulación de deformación plástica producida por un ensaye cíclico dan lugar a deformaciones plásticas que se producen antes que las fracturas se manifiesten durante la fatiga^{15,10.}

Existen diversos reportes de valores de fuerzas de oclusión y masticatorias. Song Park reporta que algunos autores presentan como máxima fuerza de oclusión y media masticatoria de dientes molares valores entre 314 N a 640 N (31 a 64 kg); otros alrededor de 196 N (20 kg). La fuerza media de oclusión y masticatoria que soporta un implante para molar ha sido reportado como 121 ± 70 N y 54 ± 22 N (12 ± 7 , 5.4 ± 2.2 kg) respectivamente. Ricciardi declara que las fuerzas masticatorias en la región posterior oscilan entre 300 y 500 N (30 y 50 kg).¹⁶

Si se usan estos valores como parámetros de comparación, se podría suponer que M no garantizará un buen comportamiento clínico cuando el implante tenga una angulación entre 26 y 30° pues su fuerza media de cedencia fue de 232 N (23 kg), valor por debajo de los 300 N (30 kg) de las fuerzas masticatorias según Ricciardi.¹⁷ Las muestras S podrían presentar problemas con fuerzas superiores a 420 N (42 kg).

Este estudio no pretende indicar si ambos materiales cumplirán o no los requerimientos de ISO-14801⁸ sino marcar la pauta a seguir para diseñar y llevar a cabo pruebas de fatiga y comprobar que Los materiales cumplirían los requerimientos de ISO 14801 que exige una garantía de 5 millones de ciclos que representan aproximadamente de 5 a 6 años en boca considerando un promedio de 2000 a 2400 ciclos diarios.

Los autores al igual que Dittmer¹¹ consideran que algunas veces no es necesario llegar a cumplir los requerimientos solicitados por las normas como lograr que el material falle, es decir, se rompa o se fracture, lo que suceda primero. A veces es suficiente con lograr un determinado número de ciclos, por ejemplo, un millón y hacer los análisis del comportamiento mecánico. Aún con este limitado número de ciclos, se ofrece la posibilidad de simular cierto uso y obtener conclusiones.

Los estudios in vitro que simulan las condiciones clínicas permiten conocer una primera estimación del material, aunque será necesario correlacional estos estudios con la experiencia clínica¹⁶.

Será necesario estudios posteriores para comparar la resistencia a la fatiga de los sistemas bajo cargas dinámicas cíclicas con el fin de obtener información acerca de la resistencia a la fractura a largo tiempo.

CONCLUSIONES:

En este estudio la geometría octagonal de las conexiones internas mostraron mayor estabilidad y un efecto de antirotación al ser aplicada una carga oblicua. Se puede inferir que la conexión interna con octágono podrá alcanzar mayor número de ciclos sin deformación en comparación con la conexión interna con hexágono.

Los resultados de los ensayos estáticos han mostrado variaciones que podrían ser determinantes en un ensayo de fatiga por fuerzas de compresión al someter a los implantes a fuerzas no axiales pero es necesario realizar los ensayos de fatiga para obtener resultados sobre el comportamiento mecánico dinámico de los implantes evaluados.

AGRADECIMIENTOS:

Los autores agradecen el apoyo de Straumann de México y Mis Implant por su valiosa cooperación por medio de la donación de el material que se utilizó para el presente estudio.

De igual forma agradecemos al Dr. Abraham Stern Rovero por su valiosa cooperación académica así como en la traducción de este trabajo.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ¹ Gianpaolo S. Barlattanni. Mechanical Evaluation of an Implant Abutment Self –Locking Taper Connection: Finite Element Analysis and Experimental Test. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28: 17-26.
- ² Machin Muñiz J. Alfredo Como identificar, prevenir y tratar las complicaciones en implantología. Editorial Médica Ripano. Madrid España 2012.
- ³ Arisan Volkan , Karabuda C, Mumcu E, Implant positioning errors in freehand and computer –aided placement methods: a single-blind clinical comparative study. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:190-204.
- ⁴ Raoofi S, Khademi M. Amid R. Comparison of the effect of three abutment-implant connections on stress distribution at the internal surface of dental implants: A finite element Analysis. *Journal of Dental research , dental clinics, dental prospects.*2013: 7(3). 132-139.
- ⁵ Misch CE, Bidez MW. Occlusal considerations for implant supported prosthesis: implant protective occlusion. In: Misch CE, ed. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Elsevier Mosby; 2005:472-507.
- ⁶ Cavallaro J, Greenstein Jr and Gary. Angled Implant abutments: A practical application of available knowledge. *J Am Dent Assoc* 2011;14,2; 150-158.
- ⁷ Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five year clinical results of an ongoing prospective study. *Int. J Oral Maxillofac Implant* 2000 15(6) 801-810.
- ⁸ EN ISO 14801:2008 *Odontología*. Implantes. Ensayo de fatiga dinámica para *implantes* dentales endoóseos. (ISO 14801:2007).
- ⁹ E.M. Sheafin, K.E.Tanner Effects of test sample shape and surface production method on the fatigue behavior of PMMA bone cement J mechanical behavior of biomedical materials. 29 (2014) 91 –102.
- ¹⁰ Sánchez Pérez A, Villaexcusa Jornet-García A. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Cir Bucal*,2010 May 1:15(3)
- ¹¹ Dittmer MP., Dittmer S., Borchers L., Kohorst P., Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthet Dent Res*, 2012, 56:19-24.
- ¹² Zahra S. Bagheri, Ihab El Sawi, Habiba Bougherara, Radovan Zdero -Biomechanical fatigue analysis of an advanced new carbon fiber/flax/epoxy plate for bone fracture repair using conventional fatigue tests and thermography. *Mech Behavior of Biomedical Materials* 35 (2014) 27-38.)
- ¹³ Coppede AR, Bersani E., Chiarello de Mattos MG., Silveira Rodrigues RC., de Mattias Sartori IA., Faria Ribeiro R. Fracture resistance of the implants-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study. *Int J Prosthodont*, 2009, 22: 283-286
- ¹⁴ Coppede AR, Chiarello Ma de Gloria, Silveira Renata Ribeiro R. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implant with internal tapered connections: an in vitro study *Clin Oral Impl Res* 20,2009 624-632.
- ¹⁵ Yuefeng Li, Xudong Pan, Guanglin Wang.Low cycle fatigue and ratcheting properties of steel 40Cr under stress controlled tests.. *International Journal of Fatigue* 55 (2013) 74–80).
- ¹⁶ Rossentritt M, Behr M, Gebhard R. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials* (2006). 22. 176-|82
- ¹⁷ Ricciardi A, Chiarello MG, Silveira RC Faria R (2009) Effect of repeated topes i trque /mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study . *Clin Oral Implant Res* 20:624-632.