



Revista Estomatológica Herediana

ISSN: 1019-4355

rev.estomatol.herediana@oficinas-  
upch.pe

Universidad Peruana Cayetano Heredia  
Perú

Noriega, Jorge Roberto; Júnior, Elcio Marcantonio; Dametto, Fabio Roberto; Ikeda  
Artacho, María Cristina; Vaz, Luis Geraldo  
Influencia de un medio fluorado en la fractura de dos combinaciones de conjunto implante  
/ cabezal de Ti Cp  
Revista Estomatológica Herediana, vol. 15, núm. 1, enero-junio, 2005, pp. 18-23  
Universidad Peruana Cayetano Heredia  
Lima, Perú

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=421539343004>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica  
Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal  
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

# Influencia de un medio fluorado en la fractura de dos combinaciones de conjunto implante / cabezal de Ti Cp

Noriega JR, Marcantonio Jr E, Dametto FR, Ikeda MC, Vaz LG. Influencia de un medio fluorado en la fractura de dos combinaciones de conjunto implante/cabezal de Ti Cp. Rev Estomatol Herediana 2005;15(1): 18 - 23

## RESUMEN

El objetivo de este trabajo fue evaluar la influencia de un medio fluorado en la fractura del conjunto implante/pilar en sistemas de hexágono interno y hexágono externo. La fractura fue producida por fatiga de bajo ciclo, analizándose la superficie mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). Se simuló cinco años de uso regular de productos de higiene oral conteniendo 1.500 ppm de NaF, pH 6,8. Este contacto prolongado con fluoruros influyó negativamente el desempeño a la fatiga de bajo ciclo realizada en una máquina de ensayos mecánicos MTS-810 programada a 100.000 ciclos, 15 Hz, con 30% y 60% de valores de stress máximos en tracción y compresión no axial, respectivamente. El análisis a través del MEB reveló signos de corrosión superficial del titanio en el grupo test. Se concluyó que el contacto prolongado con fluoruro afecta el desempeño mecánico y puede contribuir a desarrollar fracturas, cuando se producen condiciones de sobrecarga sobre estructuras de titanio, lo cual puede disminuir la durabilidad de los componentes.

Palabras clave: IMPLANTES DENTALES / FLUORUROS / TITANIO.

## Influence of a fluoride media on fracture of two joint combinations of Ti Cp implant/abutment

### ABSTRACT

The aim of this study was to assess the influence of a fluoride media on fractures of implant/abutment butt joints of internal hexagon and external hexagon systems. The fracture was produced by low cycle fatigue, and surface analysis was performed with scanning electronic microscope (SEM). It was simulated 5 years of regular usage of oral hygiene products containing NaF 1500 ppm., pH 6.8. This prolonged contact with fluoride influenced negatively when low cycle fatigue tests were performed using a mechanical test machine MTS-810, programmed to 100 000 cycles, 15Hz, with 30% and 60% of maximum stress values of tension and non axial compression, respectively. The surface analysis (SEM) revealed signs of corrosion on the test group. It was concluded that prolonged contact with fluoride affected negatively the mechanical performance and may help to develop fractures, when overload conditions are given on titanium structures, which may diminish the durability of the components of the system.

Keywords: DENTAL IMPLANTS / FLUORIDES / TITANIUM.

**Jorge Roberto Noriega<sup>1</sup>**  
**Elcio Marcantonio Júnior<sup>1</sup>**  
**Fabio Roberto Dametto<sup>2</sup>**  
**María Cristina Ikeda Artacho<sup>3</sup>**  
**Luis Geraldo Vaz<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Departamento de Diagnostico e Cirurgia.  
Faculdade de Odontologia de Araraquara.  
UNESP, Brazil.

<sup>2</sup>Departamento de Materiais Odontológicos e  
Prótese. Faculdade de Odontologia de  
Araraquara, Brazil.

<sup>3</sup>Docente del Departamento de Clínica  
Estomatológica. Facultad de Estomatología.  
Universidad Peruana Cayetano Heredia. Perú.

## Correspondencia

Luis Geraldo Vaz.  
Telf: +55162016420.  
E-mail: lugervaz@globo.com

Aceptado para publicación: 18 de junio del 2005

## Introducción

La evolución de la odontología ha sido acompañada por notables avances científicos y tecnológicos, dentro de los cuales destaca la aplicación del titanio. El descubrimiento de este metal y su producción industrial con propiedades aceptables comenzó en 1946 (1).

Las propiedades del titanio hacen que se utilice en diversas áreas y que sea empleado como biomaterial (2). En odontología se utiliza principalmente para la confección de implantes dentarios. Para que un implante tenga éxito es necesario que satisfaga diversos atributos, ya que estará constantemente sometido a esfuerzos mecánicos, térmicos y a la agresividad del medio del huésped (3), siendo uno de los más importantes de estos fenómenos la resis-

tencia a la corrosión.

La corrosión se define como el resultado de reacciones electroquímicas que ocurren entre un material metálico y su medio ambiente. El titanio es conocido por presentar un alto grado de resistencia al ataque de la mayoría de los ácidos minerales; los iones flúor son considerados uno de los pocos medios capaces de ejercer una acción corrosiva sobre la superficie del titanio (6). Entre estos se encuentran los geles fluorados y soluciones que contienen altos niveles de flúor, que son utilizados como medida profiláctica en odontología debido a su gran impacto en la prevención de la caries y control de la hipersensibilidad dentinaria (4).

La biocompatibilidad del titanio depende de su estabilidad química, oca-

sionada por un recubrimiento de óxido cuyas propiedades físicas lo tornan resistente a la corrosión (5,6). El titanio comercialmente puro, ampliamente usado en la fabricación de implantes, es poseedor de una mayor resistencia a la corrosión en relación a otras aleaciones de titanio (7). La capa de óxido se forma sobre la superficie del titanio al entrar este en contacto con oxígeno, en cuestión de nanosegundos, con un espesor de 3-5 nanómetros. Esta capa asegura la resistencia a la corrosión del titanio en condiciones fisiológicas (8) del medio bucal, y aun en medios muy agresivos como el ácido clorhídrico (HCl) o el ácido sulfúrico (H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) la corrosión del titanio permanece extremadamente baja (9). Por el contrario, en un medio fluorado y especialmente en un medio ácido

fluorado el titanio es fácilmente degradado (8,10). Los dentífricos que contienen flúor y los geles fluorados reaccionan con la superficie del titanio (11-13); este contacto prolongado con iones flúor ( $F^-$ ) de uso tópico pueden dañar la superficie del titanio (14). También se ha demostrado que cuando el pH es menor a 3,5 y existe contacto prolongado con iones flúor ocurre un proceso de corrosión por pit (15); este fenómeno es el resultado de la incorporación del ión flúor en la capa de óxido, de tal forma que las propiedades protectoras se reducen considerablemente. Es importante aclarar que soluciones que contienen más de 20 ppm. son capaces de destruir esta capa protectora (14). Evidencias actuales demuestran que la ruptura de la capa de óxido después de ser sometido a agentes corrosivos y a esfuerzo mecánico se produce con más facilidad que cuando no existe medios corrosivos, aunque no se presente fractura del componente (16).

El éxito del tratamiento con implantes oseointegrados está íntimamente relacionado con la transmisión de fuerzas en el sistema implante/hueso/tornillo-pilar. Un momento de fuerza elevado puede conducir a la fractura del tornillo-pilar (17) o a la fractura del implante, esto último menos frecuentemente. Fuerzas no axiales, fuerzas oclusales excesivas (18), presencia de *cantilever* y presencia de bruxismo (19) presentan un riesgo mayor de fallas.

Cuando se compararon implantes de conexiones externa e interna, los resultados mostraron que los implantes de conexión interna distribuyen mejor las fuerzas dentro del sistema, disipando parcialmente la carga de las roscas del tornillo en las paredes del implante, demostrando una resistencia mayor en la interfase pilar-implante (20). También en fatiga, mediante elemento finito se demostró que los implantes de conexión interna resistían más de dos millones de ciclos antes de fracturarse, mientras que los implantes de conexión externa se fracturaban antes de llegar a esa cifra (21).

Esta fatiga es definida como el fenómeno que causa fractura del metal cuan-

do es sometido a una tensión repetida (22). Se examinaron por medio de ensayos de tracción y fatiga los tipos de fractura obtenidas en laboratorio y fueron comparados con implantes fracturados en boca, obteniéndose patrones de fractura dúctil y fractura frágil (con aparición de estrías) en los ensayos de tracción y de fatiga, respectivamente, siendo estos patrones similares a los observados en los implantes clínicamente fracturados (23). Estudios que compararon la fatiga de Ti Cp y la aleación de Ti 6Al 4V en medios con y sin presencia de fluoruros encontraron que estos materiales resisten, bajo las condiciones planteadas, aproximadamente 13 años de utilización en un medio sin flúor y presentan cuatro años de vida útil en un medio fluorado (24). El análisis estructural y fractográfico de un tornillo fracturado mostró que había absorción de hidrógeno, siendo posiblemente esta la explicación de la fractura tardía del tornillo de titanio del implante (25).

### Materiales y método

En este estudio se compararon 18 implantes distribuidos en dos grupos (experimental y control), de diferentes características: tres con tratamiento de superficie, tres superficie lisa, ambos conexión externa, y tres conexión interna, totalizando nueve implantes por grupo; cada uno de ellos con tornillos de

fijación de titanio y pilares retallables para prótesis cementada (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil). El grupo experimental fue sometido a flúor positivo ( $F(+)$ ), empleándose los restantes como grupo control o flúor negativo ( $F(-)$ ), según se detalla en la Tabla 1.

La composición de estos elementos se aproxima a las especificaciones ASTM para titanio comercialmente puro grado II (Ti Cp) (2). Los implantes y componentes fueron suministrados por el fabricante de su stock rutinario, perteneciendo a un mismo lote de producción. Cada unidad fue ensamblada de acuerdo a las instrucciones recomendadas, usando un torque de 20N para los implantes de hexágono interno y de 30N para los de hexágono externo.

### Inmersión de las muestras y ensayos mecánicos para simular fractura

Según la metodología empleada en investigaciones previas (14), se estimó un intervalo de limpieza bucal realizada con productos que contienen flúor de tres veces al día, durante dos minutos cada vez, estimándose un periodo de cinco años. Se llenaron depósitos de 3cm<sup>3</sup> con solución de fluoruro de sodio de 1.500 ppm, pH 6,8 (Faculdade de Ciências Farmacêuticas da UNESP - Araraquara, São Paulo, Brasil). La mitad de los cuerpos de prueba fue sumergido en la solución (grupo test), la

**Tabla 1.** Componentes utilizados

Especímenes	N (usado po prueba)		Torque de ajuste del tornillo
	F(+)	F(-)	
Sistema "Screw"			
Hexágono externo - Liso			
Implante 3,75 mm diámetro 18 mm largo			
Abutment COC			
Tornillo de Ti	3	3	30N
Sistema "Porous"			
Hexágono externo - PLASMA SPRAY			
Implante 3,75 mm diámetro 18 mm largo			
Abutment COC			
Tornillo de Ti	3	3	30N
Sistema "Connect Ar"			
Hexágono interno - PLASMA SPRAY			
Implante 4,00 mm diámetro 15 mm largo			
Abutment COC			
Tornillo de Ti	3	3	20N

otra mitad se utilizó como control. La inmersión tuvo una duración de 184 horas ó 7,5 días, periodo de tiempo durante el cual la solución fue renovada cada 12 horas, siendo los cuerpos de prueba enjuagados en agua corriente durante 30 segundos y reinmersos en la solución; este procedimiento fue repetido hasta alcanzar el intervalo estipulado.

Se empleó una máquina de ensayos mecánicos computarizada modelo MTS-810 (MTS System Corporation, Minneapolis, USA), con célula de carga de 10 kN y un dispositivo de agarre que superó las disparidades del aparato con los cuerpos de prueba, para realizar las pruebas de tracción (23), compresión (24) (a una velocidad constante de 1mm/min) y fatiga (24,29) (carga con un valor de 30% de la resistencia máxima y 100.000 ciclos, con una frecuencia de 15 Hz) (24). El ensayo de compresión fue realizado con un modelo experimental que refleja la configuración actualmente utilizada para investigación con implantes dentales (24,29), en la cual estos se encuentran angulados; se emplea una esfera de metal con la finalidad de simular la corona clínica y la fuerza se recibe sobre esta, obteniendo así una carga excéntrica al eje axial, que crea una situación desfavorable biomecánicamente (1) (Fig. 1).

#### Análisis de fractura

El análisis de fractura y la evolución de los conceptos de fallas generaron un

sistema de nomenclaturas propio para cada tipo de fracturas y sus causas más probables. La fractografía permite alguna elucidación sobre las condiciones de tensión, efecto de la temperatura, dirección de propagación de las grietas, entre otros (26). En este trabajo este análisis fue realizado con el auxilio de un microscopio electrónico de barrido JEOL-JSM, modelo T-330A. El análisis de fractura fue realizado con aumentos de 35x y 500x en los cuerpos del implante, 75x y 500x en pilares y tornillos, y 2000x en las superficies con y sin presencia de fluoruros.

### Resultados y discusión

#### Aplicación de flúor

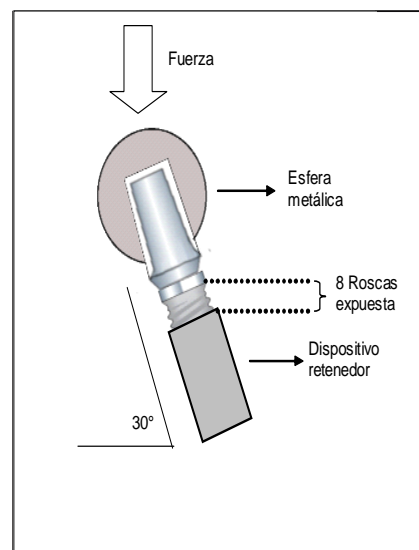
La exposición simulada de cinco años de uso de fluoruros fue realizada sin tomar en cuenta el flúor residual que permanece en la boca. Investigaciones previas han demostrado que, después de la utilización de un dentífrico con 1.250 ppm de flúor durante 90 segundos, se encuentran concentraciones de 200 ppm a los 30 minutos, 29 ppm después de 30 minutos y 7 ppm a las 24 horas (27), por lo cual se concluye que la presencia de flúor no está restringida al acto de higiene bucal.

#### Simulación de fractura clínica

El modelo experimental adoptado, ampliamente utilizado en investigación de implantes dentales, utiliza cargas excéntricas para reproducir las condicio-

nes clínicas menos favorables en boca (con las limitaciones del caso) (20,23,28,29). En estas condiciones, el sitio de fractura para el sistema de hexágono externo fue el cuerpo de implante, mientras que para el sistema de hexágono interno el componente con mayor probabilidad de falla fue el tornillo (Tablas 2, 3). En ambos casos se esperaba que fuera el tornillo el que presentase la falla, si nos basamos en el concepto (para componentes) del "eslabón débil" (30). Este concepto ampliamente aceptado ha sido extrapolado para todos los tornillos de los diferentes sistemas de implantes de hexágono externo, sin que se halla probado científicamente este paradigma; sin embargo, sí ha sido reportado que algunas veces el componente que falla no es aquel preparado en su diseño para tal finalidad (31).

Se ha encontrado una mejor estabilidad en los sistemas de conexión interna (20), ya sea en formato cónico o de hexágono interno (el comportamiento mecánico es similar) (29). Este sistema de hexágono interno presentó el "eslabón débil" en el tornillo, lo cual puede disminuir más aun la probabilidad de fractura en el cuerpo del implante, que es poco frecuente en sí, pero que si ocurriera podría ser causada por la sobrecarga por flexión del implante, la misma que ejerce un momento de flexión en la sección transversal del cuerpo del implante, llevando a la pérdida de hueso marginal o eventualmente a la fractura



**Figura 1.** Ubicación de las muestras para la prueba de compresión

**Tabla 2.** Número de ciclos de tensión hasta la fractura\*

Sistema Screw		Sistema Porous		Sistema Connect Ar	
F(-)	F(+)	F(-)	F(+)	F(-)	F(+)
>100,000	25,615	>100,000	81,854	>100,000	90,051
>100,000	48,861	>100,000	98,421	>100,000	76,580
>100,000	40,361	>100,000	80,862	>100,000	59,670

\* Ubicación de fractura: cabeza del tornillo

**Tabla 3.** Número de ciclos en compresión no axial hasta la fractura\*

Sistema Screw **		Sistema Porous**		Sistema Connect Ar***	
F(-)	F(+)	F(-)	F(+)	F(-)	F(+)
>100,000	>100,000	>100,000	>100,000	>100,000	43,890
>100,000	>100,000	>100,000	>100,000	>100,000	60,489
>100,000	>100,000	>100,000	>100,000	>100,000	40,000

\* Se fracturaron por sobrecarga los cuerpos de prueba que resistieron la fatiga

\*\* Ubicación de fractura: cuerpo de implante

\*\*\* Ubicación de fractura: tornillo de fijación



por fatiga del implante (32). En esta investigación, esta sobrecarga por flexión se produjo debido a la angulación de 30 grados y al soporte disminuido del implante, incrementando el momento de flexión de una situación que ya es considerada per se como un factor que contribuye a aumentar el riesgo de sobrecarga por flexión (18).

#### Análisis mediante microscopía electrónica de barrido (MEB)

Se produjeron cambios en la coloración del grupo flúor positivo, lo cual ya ha sido reportado después de un tiempo de uso de implantes en boca (14,16). Esto puede ser explicado debido a cam-

bios en la capa de óxido asociado a reacciones de corrosión, que son más intensas cuando los implantes son sometidos a la acción de fluoruros. Estas áreas son el sitio de iniciación de corrosión por pit (Fig. 2), la cual es un tipo de corrosión observada principalmente en metales pasivos como el titanio -así también como aluminio y acero inoxidable (2) -, caracterizada por la formación de grietas, dentro de las cuales no hay repasivación de la capa de óxido debido a la inhibición de oxígeno, estableciéndose un proceso anódico (5).

Las fracturas por tracción o compresión son caracterizadas por rupturas mixtas, ya que presentan regiones con

deformación plástica macroscópica (33). Esta deformación plástica ocurre en la fractura frágil y en la fractura dúctil, encontrándose como diferencia que la grieta en la fractura frágil necesita una deformación mínima para propagarse, mientras que en la fractura dúctil esta deformación es mayor (Fig. 3).

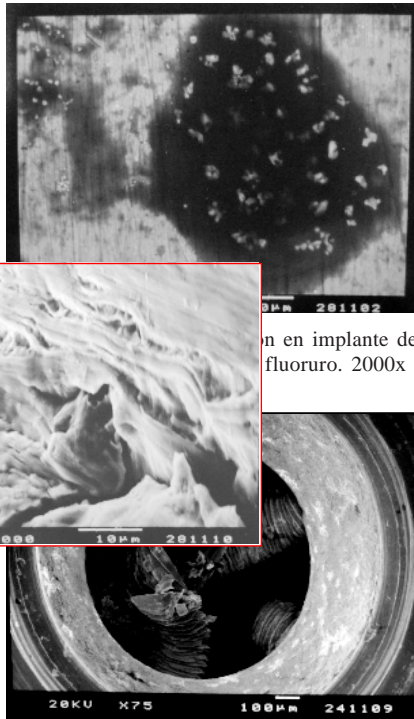
El comportamiento mecánico de los cuerpos de prueba se modificó después de ser sometidos a la acción de iones fluoruro, encontrándose que la resistencia a la fatiga disminuyó (Tablas 2, 3). El análisis por MEB mostró características de fractura mixta, con predominancia de fractura frágil, siendo que las superficies de las fracturas de los tornillos muestran regiones que indican corrosión (Fig. 4), a través de las cuales podría haber ocurrido la propagación de las grietas.

Existe mucha controversia sobre la fractura por fatiga debido a la variedad de mecanismos que determinan la ruptura del metal. Esta fractura puede ocurrir en tres etapas: (a) establecimiento de la grieta, (b) propagación de la grieta, y (c) ruptura del cuerpo de prueba (33).

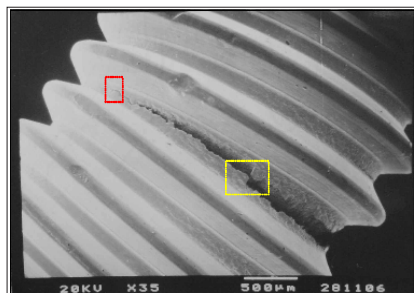
La Figura 5 muestra la superficie del tornillo sometido a fatiga después de la acción de fluoruros, y en ella se observan cambios compatibles a la acción corrosiva, así como también se aprecia el establecimiento de grietas, que puede ser favorecido por la existencia de *pits* de corrosión, entre otras causas (22,23).

Cuando la fractura ocurría en el cuerpo del implante, la línea de ruptura se propagaba entre las roscas, según se muestra en la Figura 6. En una aproximación lateral de este proceso de fractura se verifica la presencia de fractura frágil, la cual se observa en toda la extensión del implante (Fig. 7).

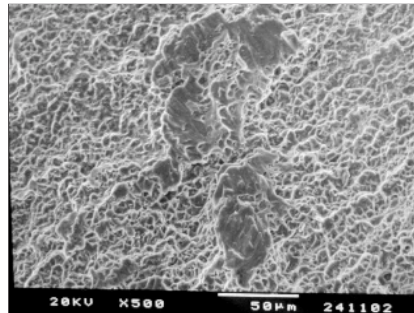
En la Figura 8 se muestra la propagación de la grieta a través del implante



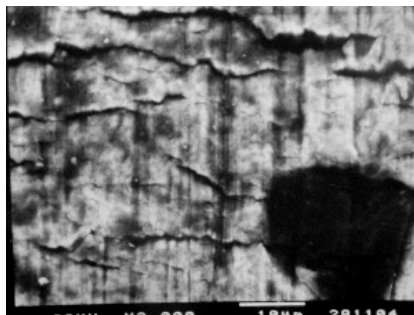
**Figura 4.** Fractura en la cabeza del tornillo después de la fatiga del grupo flúor positivo, mostrando una de las probables zonas de corrosión. 75X



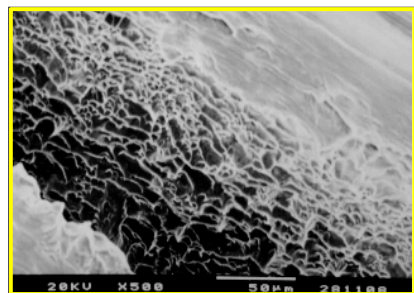
**Figura 6.** Fractura de cuerpo de implante de sistema hexágono externo. 35X



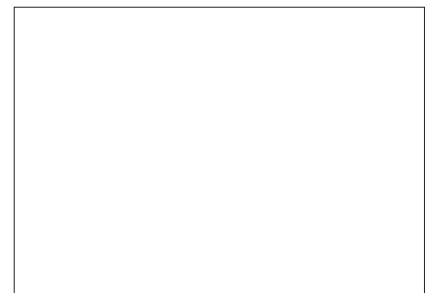
**Figura 3.** Fractura mixta, con predominio de fractura dúctil. Detalle de la zona con deformación plástica mayor. 500x



**Figura 5.** Detalle de las grietas en la superficie del tornillo asociada a corrosión por flúor. 2000x



**Figura 7.** Recorrido transversal de la fractura del implante. 500x



**Figura 8.** Detalle de la propagación de la grieta y la deformación plástica del material. 2000x

en la superficie del material, antecedien- do a la grieta una deformación plástica del lugar, lo cual es una situación espe- rada para este tipo de fractura (22,33); una vez iniciada, esta se propaga macroscópicamente en un plano situa- do en ángulo recto con respecto al pla- no principal de las tensiones. El punto de concentración de tensiones y/o de menor resistencia del implante es a nivel del término de las roscas internas (usa- das para la fijación del tornillo del pilar) y donde se inicia el cuerpo sólido del im- plante; debido a las paredes delgadas del implante, este es el lugar donde la fractu- ra ocurriría con más probabilidad (18).

### Conclusiones

Siirilä y Könönen (14) (1991) mos- traron que el principal factor de deter- iorioro para el titanio presente en boca era la acción abrasiva del cepillado, pero también recomendaban evitar una expo- sición a la acción de los fluoruros. Los resultados de esta investigación difie- ren de esos autores, ya que se encontró evidencia de modificación de la superfi- cie de titanio después del contacto con fluoruros, así como la manera en que esta modificación actúa sobre el des- empeño mecánico de los materiales, ha- llazgos concordantes con Toumelim- Chemla et al. (10), quienes reportaron que altas concentraciones y contacto prolongado de iones flúor con titanio actúan como agentes perjudiciales para la durabilidad de prótesis y rehabilita- ciones con implantes dentales.

Finalmente, la prescripción de tera- pia preventiva basada en la utilización de fluoruros cuando existen dispositi- vos a base de titanio en boca, hace ne- cesario evaluar no solo sus efectos fa- vorables sino sus potenciales riesgos, debido al impacto negativo que la pre- sencia de iones flúor podría tener sobre el desempeño mecánico de los sistemas de implantes, tanto de hexágono inter- no como de hexágono externo.

### Agradecimiento

Los autores agradecen el apoyo fi- nanciero otorgado para esta investiga- ción por la Coordenação de Aperfeiço- amento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Brazil.

### Referencias bibliográficas

1. Pohler OEM. Unalloyed titanium for implant in bone surgery. *Int J of the Care of the Injured* 2000, 31:SD7-13.
2. Donachie Jr. MJ. (Ed.) Introduction. In: *Titanium: a Technical Guide*. Metals Park: ASM International. 1987, chap.2:9-19.
3. O'Brien WJ. Materials used in implantology. In: *Dental materials and their selection* 2nd ed. Chicago: Quintessence publishing. 1997, chap 23:320-4.
4. Stookey GK. Critical evaluation of the composition and use of topical fluo- rides. *J Dent Res.* 1990, 69:805-12.
5. Van noort R. Titanium: the implant material of today. *J of Material Sci- ence.* 1987, 22:3801-11.
6. Kasemo B, Lausma A. Biomaterial and implant surfaces: A surface sci- ence approach. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1988, 3:247-59.
7. Vargas E, Baier R, Meyer AE. Reduced corrosion of CP Ti and Ti-6Al-4V al- loy endosseous dental implant after glow discharge treatment: a prelimi- nary report. *Int J Oral Maxillofac Im- plants.* 1992, 7(3):338-44.
8. Conz MB, Soares G de A, Pociano JA. Efeito da aplicação de fluoretos sobre a superfície de uma liga de Ti- Al-V. *Rer Bras Implant.* 2002, jan./ mai:10-3.
9. Barj JA. Encyclopedia of electro- chemistry of the elements. In: James WJ, Straumanis ME. *EDS Titanium Vol V*. New York : Marcel Dekker. 1976, 305-95.
10. Toumelin-chemla F, Rouellet F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent Res.* 1996, 24(1-2): 109-15.
11. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of tita- nium. *Biomaterials.* 1998, 19:1495 -9.
12. Pröbster L, Lin W, Hüttemann H. Effect of fluoride prophylactic agents on titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992, 7(3):390 -4.
13. Cohen F, Burdairon G. Corrosive properties of odontologic fluoride containing gels against titanium. *J Dent Res.* 1992, 71:525.
14. Siirilä HS, Könönen M. The effect of oral topical fluorides on the sur- face of commercially pure titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991, 6(1):50-4.
15. Reclaru L, Meyer JM. Effects of fluo- rides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials.* 1998, 19(1-B): 85-92.
16. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Ma- terials Science and Engineering.* 1998, A243:231-6..
17. Mcglumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstruc- tures: a comparison ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992, 7(1):35-9.
18. Rangert B, Krogh JH, Langer B, Van roekel N. Bending overload and im- plant fracture: a retrospective clini- cal analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995, 10(3):326-34.
19. Schwarz MS. Mechanical complica- tions of dental implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2000, supplement 11:156-8.
20. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of na internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997, 8(4):290-8.
21. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection : an 8 degree taper com- pared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000, 15:519-26.
22. Dieter GE. Fadiga dos metais. In: \_\_\_\_\_. *Metalurgia mecânica* 2ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1981. cap.12:345-84.
23. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture componet of an Osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993, 8(4):409-14.
24. Zavanelli RA. Corrosion-Fadigue life of commercially pure titanium and Ti 6Al 4V in different storage envi- ronments. *J Prosth Dent.* 2000, 84(3):274-9.
25. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami

- H, Miyamoto Y, Asaola K. Fracture mechanism of retrieval titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*. 2002, 23(12):2459-65.
26. Cetlin PR, Da silva PSP. Fadiga In:\_\_\_\_\_. *Análise de Fratura*. São Paulo:ABM, 1988, cap. 4:133-73.
27. Campus G, Lallai MR, Carboni R. Fluoride concentration in saliva after use of oral hygiene products. *Caries Res*. 2003, 37(1):6-70.
28. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of 1-piece and 2 piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 2000, 11(5):458-64.
29. Perriard J, Anselm wiskott W, Mellal A, Scherrer SS, Bostis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant abutment connectors - a comparison of the Standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implant Res* 2002, 13:542-9.
30. Binon P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994, 9(suppl):48-63.
31. Basten CHJ, Nicholls J, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996, 11(4):522-8.
32. Rangert B, Jemt T, Jörneús L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989, 4:241-7.
33. Souza SA Ensaio de fadiga, In:\_\_\_\_\_. *Ensaaios mecânicos de materiais metálicos 5ed*. São Paulo:Edgard Blucher, 1984, Cap. 8:172-99.