

# Influencia de la sobrecarga estática en la interfase ósea alrededor de los implantes en perros

Yasunari Miyamoto, DDS, PhD<sup>1</sup>/Katsunori Koretake, DDS, PhD<sup>2</sup>/Makoto Hirata, DDS, PhD<sup>1</sup>/Takayasu Kubo, DDS, PhD<sup>3</sup>/Yasumasa Azagaya, DDS, PhD<sup>4</sup>

**Objetivo:** el objetivo de este estudio es investigar los cambios óseos alrededor de implantes selectivamente sobrecargados en perros. **Materiales y métodos:** se utilizaron 12 machos adultos de la raza beagle: 4 animales para cada grupo de control, con 4 semanas de carga y con 12 semanas de carga. Se colocaron 3 implantes en el lado derecho de cada uno de los 12 perros y se designó un período de tiempo determinado para el estudio de base. Se fabricaron entonces las supraestructuras y se insertaron solamente en los grupos con carga de dos implantes a las 12 y 20 semanas tras la colocación de los mismos. Cada implante distal inferior se cubrió con una supraestructura de tipo cantiléver con extensión hacia mesial, de modo que pudiera generar una sobrecarga controlada. La unión de los implantes mesial y central se llevó a cabo mediante supraestructuras equipadas con un tornillo de acero inoxidable, que podía apretarse para generar una fuerza de sobrecarga controlada. Se indujo una fuerza estática controlada de 250  $\mu\text{m}$  sumergiendo el cantiléver del implante distal. A las 24 semanas se procedió a la evaluación histológica e histomorfométrica de los especímenes tisulares, especialmente, de los implantes. **Resultados:** se registraron numerosas áreas óseas marcadas con fluoresceína en el grupo con una carga de 4 semanas, que presentaba una elevada actividad remodeladora. La pérdida ósea marginal fue significativamente superior en el grupo con carga de 12 semanas que en el de 4 semanas. La proporción del área ósea marcada con fluoresceína de la región roscada interna fue significativamente superior en el grupo con carga de 4 semanas respecto al de 12 semanas. **Conclusiones:** estos hallazgos demostraron que las fuerzas estáticas de sobrecarga inducida pueden provocar cambios en el hueso periimplantar en animales de experimentación. *Int J Prosthodont* 2009; 11:165-172.

La adquisición y el mantenimiento de la osteointegración son esenciales para el éxito a largo plazo del tratamiento con implantes<sup>1-3</sup>. Albrektsson y cols.<sup>4</sup> identificaron 6 factores clave que intervienen en el establecimiento de la osteointegración. Uno de estos factores, la condición de carga, ha demostrado ser el factor más importante en el mantenimiento de la osteointegración a largo plazo<sup>5-6</sup>. La sobrecarga está

considerada la causa de microlesión del hueso periimplantar y ocasionalmente induce la resorción ósea, que a su vez puede provocar la pérdida de la osteointegración<sup>5-12</sup>.

Las fuerzas oclusales clínicas en todos los pacientes que llevan prótesis pueden ser de dos tipos: estáticas o dinámicas<sup>6</sup>. Cuando la frecuencia, la magnitud y la duración de estas cargas excede de una determinada fuerza, se consideran fuerzas de sobrecarga que probablemente lleguen a comprometer la osteointegración de la interfase de un implante si se producen irregularidades mecánicas durante la fabricación de las prótesis. Es más probable que el especialista o el propio paciente identifiquen las sobrecargas dinámicas, por lo que éstas pueden corregirse con relativa frecuencia. No obstante, la identificación y las causas de las sobrecargas, como la pérdida y la lesión de las supraestructuras, puede ser difícil antes de que aparezcan los problemas de tipo técnico. En estudios previos sobre la influencia de las cargas estáticas en el hueso periimplantar, Carr y cols.<sup>13</sup> constataron que una carga estática que provoque un movimiento del implante hacia arriba con una media de 345  $\mu\text{m}$  no afectaba al hueso periimplantar. Por otro lado, Gotfredsen y cols.<sup>14</sup> informaron de que una carga estática mesiodistal sobre el implante aumenta la actividad remodeladora del hueso periimplantar. A pesar de

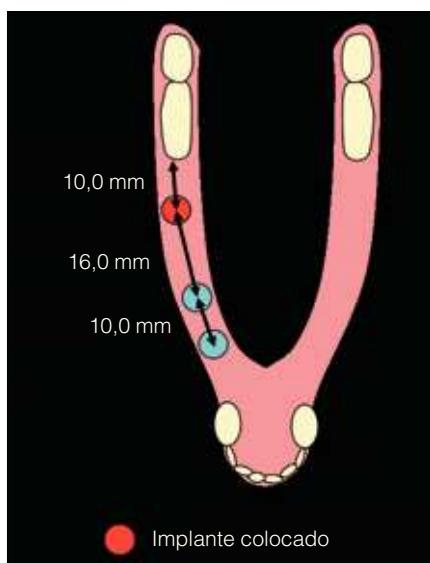
<sup>1</sup>Resident, Department of Advanced Prosthodontics, Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University, Hiroshima, Japan.

<sup>2</sup>Assistant Professor, Department of Advanced Prosthodontics, Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University, Hiroshima, Japan.

<sup>3</sup>Associate Professor, Clinic of Oral Implants, Hiroshima University Hospital, Hiroshima, Japan.

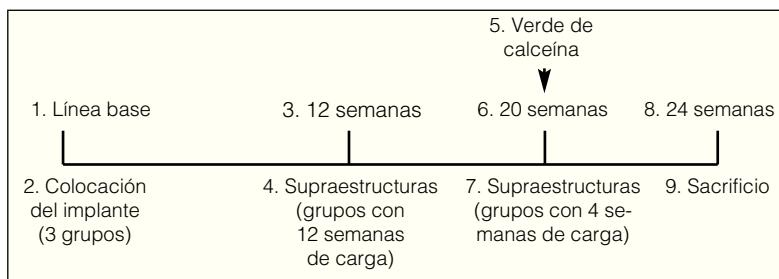
<sup>4</sup>Professor and Chair, Department of Advanced Prosthodontics, Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University, Hiroshima, Japan.

**Correspondencia:** Dr Yasunari Miyamoto, Department of Advanced Prosthodontics, Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima 734-8553, Japan. e-mail: yasunari@hiroshima-u.ac.jp



**Figura 1** (izquierda) Los implantes se situaron a una distancia entre los centros de los implantes de 16 y 10 mm empezando a 10 mm del lado mesial de la superficie mesial adyacente del primer molar mandibular

**Figura 2** (inferior) Esquema del estudio



que las cargas estáticas provocadas por la incorrecta colocación de una supraestructura es muy probable que causen sobrecarga del implante y comprometan la integridad de su fijación ósea, los detalles de un hueso perimplantario sometido a sobrecarga estática, siguen sin clarificarse.

Además, se ha señalado con frecuencia el riesgo biomecánico inherente en el diseño de la supraestructura del tipo cantilever<sup>15-19</sup>, lo que sugiere que las sobrecargas estáticas pueden estar, de hecho, involucradas en la pérdida de osteointegración.

En el presente estudio los autores investigaron cambios, tanto desde el punto de vista histológico como histomorfométrico, en los huesos corticales y trabeculares de los implantes sometidos a sobrecargas estáticas.

## Materiales y métodos

Este estudio se ha realizado de acuerdo con las directrices de la Universidad de Hiroshima sobre Animales de Experimentación y las regulaciones de experimentación internas de la Universidad de Hiroshima, Japón.

Se han utilizado implantes de titanio comercialmente puro roscados maquinados (Bränemark MK III, diámetro: 3,75 mm; longitud: 7,00 mm; Nobel Biocare).

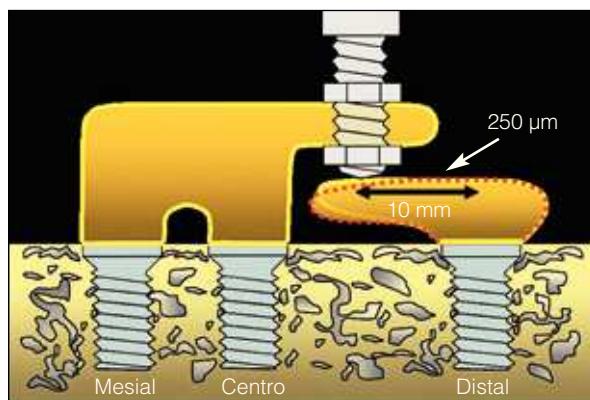
Se han utilizado 12 perros beagle machos adultos; 4 animales para cada grupo: de control, con carga de 4 semanas y con carga de 12 semanas.

Les fueron extraídos los premolares tanto del maxilar como de la mandíbula. Tras un período de 12 semanas de curación, se colocaron los implantes siguiendo el protocolo del sistema Bränemark.

Los implantes se colocaron a una distancia entre los centros de 16 y 10 mm, empezando en la zona mesial a 10 mm de la superficie mesial adyacente del primer molar mandibular (figura 1). Mediante una guía quirúrgica preparada para cada animal, se colocaron 3 implantes en paralelo en el lado derecho, designándose ese momento como línea base.

Las supraestructuras se colocaron a las 12 y 20 semanas tras haber realizado el implante en los grupos con carga de 4 semanas y con carga de 12 semanas, respectivamente. En el grupo de control no se colocaron las supraestructuras. Con objeto de poder observar el estado del hueso sin carga, y en las fases temprana y tardía de la carga, y mediante un marcador de tinción fluorescente como índice para determinar la actividad remodeladora, se inyectó por vía intravenosa una tinción fluorescente (Calcein green, Sigma Chemical)<sup>14</sup> a una dosis de 25 mg/kg a las 20 semanas de haber colocado el implante en los 3 grupos (figura 2).

Las supraestructuras de los grupos con carga se prepararon con una aleación de oro-plata-paladio (Castwell MC, GC). El implante de mandíbula distal se fijó a una supraestructura del tipo cantilever extendida en sentido mesial, para inducir una sobrecarga estática. Los implantes mesiales y centrales se unieron con unas supraestructuras equipadas con un instrumento de carga compuesto por un tornillo de acero inoxidable y dos tornillos hexagonales. Como carga estática, se sumergió el tornillo de acero inoxidable para generar una carga de 250 µm en el cantilever, en un punto situado a 10 mm hacia mesial desde el centro del implante distal. Se indujo un movimiento idéntico de 250 µm mediante un número específico de vueltas de tor-



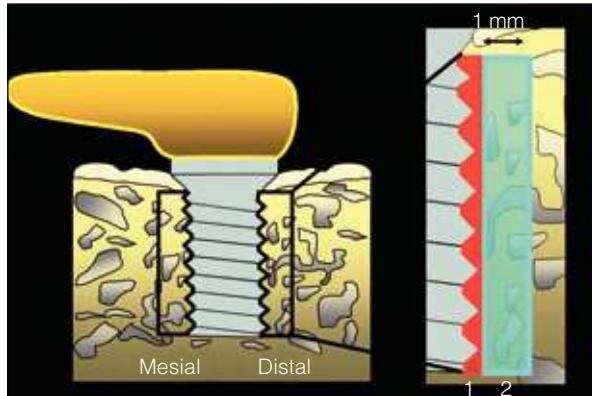
**Figuras 3a y 3b** Diseño experimental del estudio

nillo. De forma simultánea, se ajustaron los tornillos hexagonales para evitar que el tornillo de acero inoxidable se soltara (figura 3). Tras la colocación del implante, los animales fueron alimentados con dieta blanda, procediendo al cepillado del tejido blando periimplantario y de los dientes residuales, 3 veces por semana. A las 24 semanas de la colocación de los implantes, se prepararon los bloques óseos que contenían los implantes.

Los bloques se conservaron (sumergieron) durante 48 horas en una solución neutra al 10% de formol, deshidratada con series de alcohol, para su inclusión en resina de metacrilato fotopolimerizada (Technovit 7200VLC, Exakt Apparatebau) a baja presión. Los bloques de resina preparados se procesaron utilizando una cortadora de tejido duro (BS-5000, Exakt Apparatebau) y una fresa para desbastar y pulir de tejido duro de ultraprecisión (Microgrinding machina MG-4000, Exakt Apparatebau) y se prepararon, en el centro del implante, secciones transversales mesiodistales de suelo no descalcificado con un grosor de unas 70  $\mu$ m aproximadamente. Se observó actividad remodeladora con fluoresceína en cada preparación a través del microscopio de fluorescencia (AX70-Macro, Olympus). Posteriormente, las preparaciones se tiñeron con azul de toluidina y la histología se observó al microscopio óptico (AX70-Macro, Olympus). Los datos obtenidos de estas muestras se introdujeron en un ordenador personal (Dimension 5150C, Dell) con la ayuda de un microscopio equipado con una cámara digital (DP71 Olympus); la histomorfometría se llevó a cabo utilizando un software de análisis (Image J, National Institutes of Health).

La pérdida ósea marginal se definió como la distancia entre el hombro del implante y el borde (o margen) superior (más elevado) del hueso que entra en contacto con la superficie del implante. El índice de contacto óseo (o índice de hueso en contacto con el implante) se definió como el valor resultante de dividir la longitud del implante que entra en contacto con el tejido óseo entre la longitud existente desde la primera rosca y el suelo del implante.

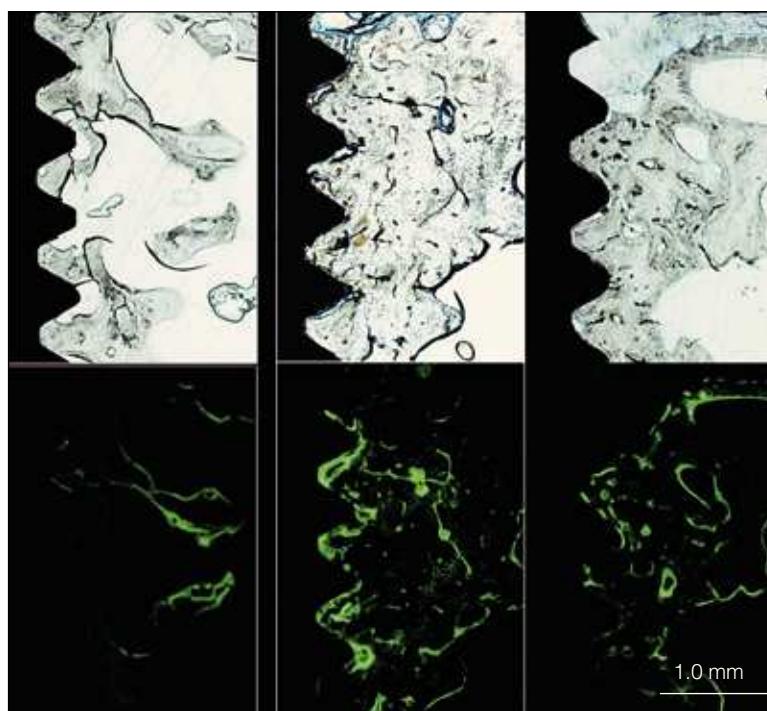
Se estudió la actividad remodeladora en las siguientes dos áreas: 1) la región de la parte del implante cuya línea co-



**Figura 4** Se investigó la actividad remodeladora en las dos regiones. La región de la parte del implante cuya línea conecta los vértices de las roscas del implante se designó como región interna roscada (1), y la región situada a 1 mm lateral respecto a los vértices de las roscas del implante se designó como región lateral (2)

necta los extremos de las roscas del mismo, que denominaremos **región interna roscada**, y 2) la **región lateral** situada a 1 mm de los extremos de las roscas, que denominaremos **región lateral** (figura 4). En cada región, el área ósea marcada con fluoresceína se determinó mediante la conversión binaria de la preparación marcada con fluoresceína; el área ósea se calculó a partir de la preparación histológica, y su proporción se determinó como una evaluación cuantitativa de la actividad remodeladora. En la conversión binaria de las áreas marcadas con tinción fluorescente, para calcular la proporción del hueso marcado con fluoresceína, 3 examinadores determinaron el valor (o nivel de) «gris» óptimo de cada preparación, tomándose la media de los valores como el valor umbral.

Estos valores se analizaron estadísticamente mediante un análisis de varianza simple y múltiples comparaciones, con un nivel de significación del 5%.



**Figura 5** En el grupo de control no se registró hueso marcado con fluoresceína alrededor del implante (izquierda), mientras que fueron numerosas las áreas de hueso marcadas con fluoresceína observadas en el grupo con carga de 4 semanas (centro), lo que demuestra una actividad remodeladora elevada. Muchas de estas áreas se detectaron cerca de la unión entre el implante y el hueso. En el grupo con carga de 12 semanas (derecha) se detectaron menos áreas de hueso marcadas con fluoresceína

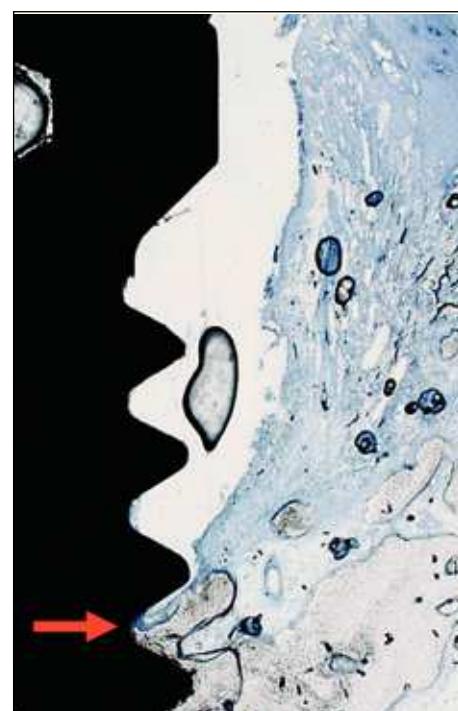
## Resultados

No se produjo movilidad ni caída de ningún implante. No se registró inflamación de la mucosa alrededor de los implantes durante todo el período de observación. La distancia entre los implantes se midió en el momento de la colocación del implante y en la biopsia sin observarse cambio alguno en la posición de ninguno de los implantes.

### Evaluación histológica

No se registró hueso marcado con fluoresceína alrededor de los implantes en el grupo control, mientras que se registraron numerosas áreas marcadas con fluoresceína en el grupo con carga de 4 semanas, además de presentar una elevada actividad remodeladora. Muchas de estas áreas se detectaron cerca de la unión entre el implante y el hueso. En el grupo con carga de 12 semanas se detectaron menos áreas marcadas con fluoresceína y la actividad remodeladora no era tan elevada como en el grupo con carga de 4 semanas (figura 5). A la luz del microscopio óptico, se observó una marcada pérdida ósea marginal en el grupo con carga de 12 semanas, habiendo evolucionado la pérdida hasta alcanzar incluso la tercera rosca en algunos animales (figura 6). Se estableció osteointegración en todos los grupos.

La pérdida de hueso marginal fue significativamente mayor en el grupo con carga de 12 semanas, comparado

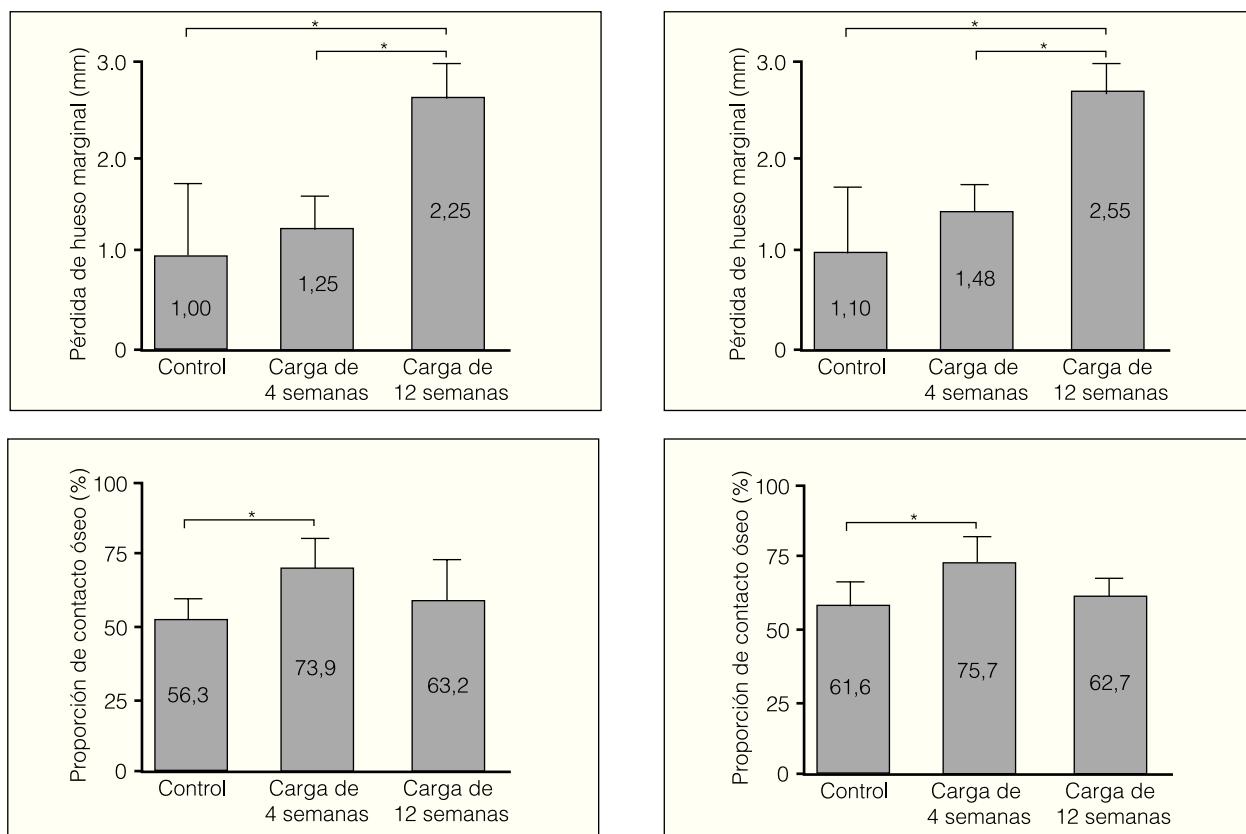


**Figura 6** Imagen de microscopía óptica que muestra una intensa pérdida de hueso marginal en el grupo con carga de 12 semanas. En algunos animales, la pérdida había progresado hasta cerca de la tercera rosca

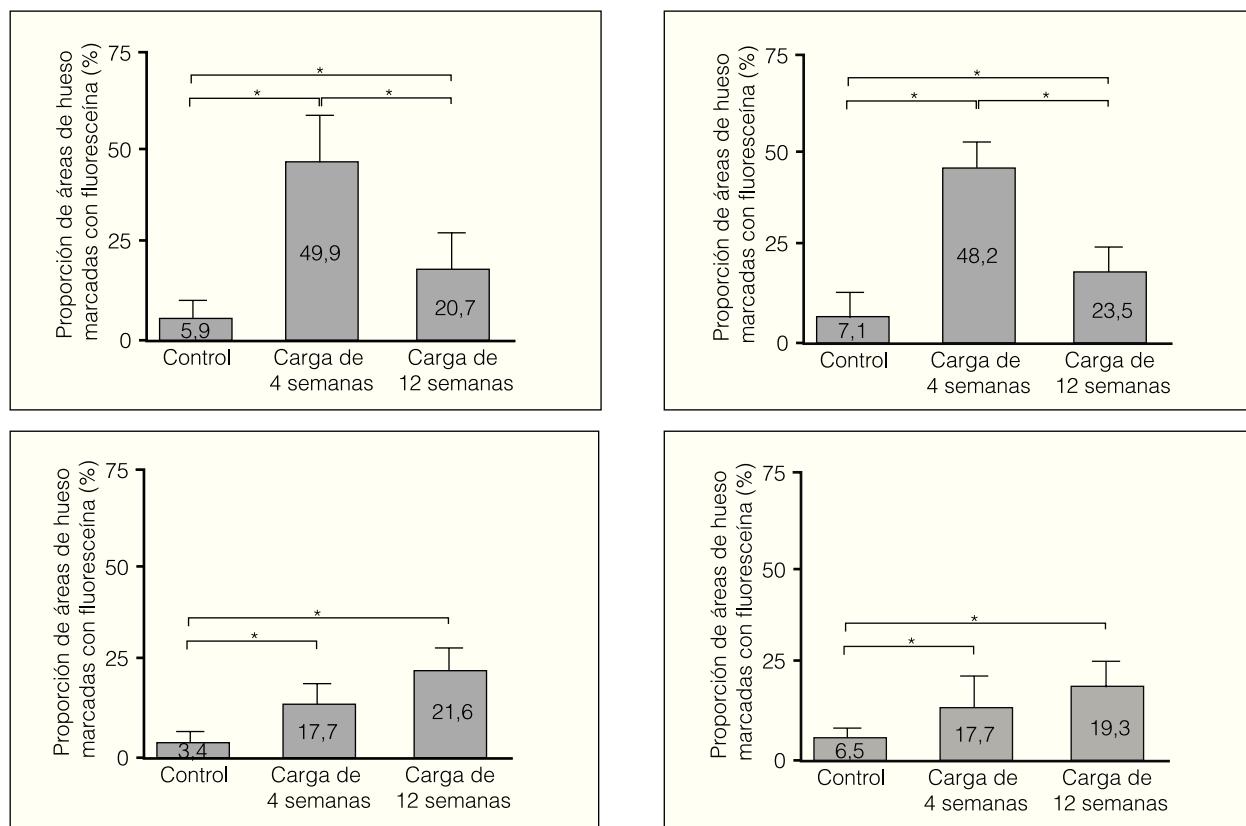
con el grupo de 4 semanas de carga ( $P<0,05$ ). La tasa de contacto óseo fue significativamente menor en el grupo con carga de 12 semanas, comparado con el grupo de 4 semanas de carga, en ambos lados, mesial y distal ( $P<0,05$ ) (figura 7). La proporción de área ósea marcada con fluoresceína de la región interna roscada fue significativamente más elevada en el grupo con carga de 4 semanas, comparado con el grupo de 12 semanas de carga, en ambos lados, mesial y distal ( $P<0,05$ ). No se registraron diferencias significativas en la proporción del área marcada con fluoresceína de la región lateral entre ambos grupos de carga (figura 8).

## Comentarios

El tipo cantiléver se empleó para las supraestructuras a las que se aplicaría una carga. A pesar de que en numerosos estudios que incluyen análisis de elementos finitos se ha demostrado el riesgo biomecánico de la supraestructura del tipo cantiléver<sup>15-19</sup>, son escasos los estudios que se han llevado a cabo con modelos experimentales *in vivo*. El hecho de aplicar una carga a una supraestructura de este tipo provoca un riesgo de sobrecarga del implante y fuerzas de compresión y extensión en las regiones inclinadas superior e inferior de las roscas del implante. Los autores eligieron como zonas de interés para el estudio las regiones mesial y distal, incluyendo las regiones superior e inferior, y no las dividieron dado que la proporción de las fuerzas de com-



**Figura 7** Pérdida de hueso marginal y proporción de contacto óseo en los lados mesial (columna de la izquierda) y distal (columna de la derecha). \*P = 0,05



**Figura 8** Proporción de áreas de hueso marcadas con fluoresceína en la región interna rosada (esquemas superiores) y en la región interna (esquemas inferiores) en los lados mesial (columna de la izquierda) y distal (columna de la derecha). \*P = 0,05

presión y extensión del lado mesial se invertía en el lado distal. No existen datos acerca de una sobrecarga estática que indujera la pérdida de osteointegración. En lo referente a la carga dinámica, Miyata y cols.<sup>12</sup> aplicaron una interferencia oclusal de 250 µm en implantes de monos, obteniéndose como resultado la inhibición de la osteointegración. Por este motivo, la carga aplicada en este estudio fue de 250 µm. Por lo que respecta al tipo de carga, para evitar la oclusión entre el tornillo y los dientes del maxilar se extrajeron todos los premolares del maxilar, siendo alimentados los animales con una dieta blanda para minimizar la carga dinámica sobre los implantes, de modo que se sugiere que sólo se ejercieron cargas estáticas sobre los mismos.

La longitud de los implantes utilizados fue de 7 mm para maximizar el apoyo óseo, pero sin penetrar en el canal mandibular. Ésta es una condición necesaria para estandarizar otros factores que nos permitirán evaluar los cambios óseos inducidos por la carga. Implantes de mayor longitud pueden inducir reacciones distintas a las observadas en este estudio.

Con objeto de observar los cambios de remodelación ósea inducidos por la carga, se determinó la actividad remodeladora mediante tinción fluorescente. Además de clasificar el estado de la remodelación alrededor del hueso, este método permite diferenciar fácilmente el área remodelada del hueso existente, y cuantifica la misma<sup>14</sup>. Como agente de tinción fluorescente, se escogió verde de calceína dado que no afecta la capacidad de calcificación de los fibroblastos<sup>20</sup>. La duración del período restante, antes de adquirir la osteointegración, difiere entre los grupos con carga de 4 semanas y con carga de 12 semanas. No obstante, transcurridas 12 semanas de la colocación del implante se considera adquirida la osteointegración<sup>1</sup>, y la ausencia de diferencias significativas en el índice de contacto óseo tras este período<sup>21</sup> sugiere que el grado de osteointegración no fue sustancialmente distinto entre ambos grupos de carga. Las regiones que presentaban interés para el cálculo de la razón del hueso marcado con fluoresceína fueron la región roscada del implante, mesiodistal interna, y la región lateral situada a 1 mm lateral desde el vértice de la rosca. Gotfredsen y cols.<sup>22</sup> situaron las regiones para evaluación a 1 mm y a 2 mm laterales respecto al implante cuando se aplicó una carga estática lateral. Midieron el hueso marcado con fluoresceína en cada región y detectaron mayores áreas marcadas con fluoresceína en la región situada a 1 mm (frente a la región situada a 2 mm) hecho que demostraba que la actividad remodeladora era superior en la región más cercana al implante, ante la presencia de carga. Basándose en este informe, los autores del presente estudio eligieron las regiones interna roscada del implante y la lateral situada a 1 mm lateral (desde el vértice de la rosca) para determinar la actividad remodeladora inducida por la carga.

No se observaron diferencias sustanciales en la actividad remodeladora ni en el índice de contacto óseo, lo que se corresponde con los hallazgos de Gotfredsen y cols.<sup>14</sup>, estudio en el que no se registraron diferencias entre la densidad ósea o la actividad remodeladora entre las regiones comprimidas y las distendidas al aplicar una carga estática mesiodistal sobre el implante.

Tampoco se observó desplazamiento horizontal alguno de los implantes con carga. Las mediciones de las distancias entre los implantes se llevaron a cabo en el momento de colocarlos y del sacrificio, pero no se detectó ningún cambio, y se constató que se habían mantenido las posiciones. En el grupo de carga de 12 semanas, en el que se había producido una pérdida ósea marginal, se consideró sumergir el implante, pero se llegó a la conclusión de que no se produjo desplazamiento vertical puesto que la superficie oclusal de la supraestructura y la base del tornillo estaban en contacto cuando se soltó el tornillo a nivel en el momento de la carga cuando se realizaba el sacrificio del animal. La carga sumergida de 250 µm pudo haberse compensado mediante: 1) distensión (o pérdida de la fijación) entre los componentes y su extensión, 2) flexión de la supraestructura, y 3) flexión del hueso. En lo referente al primer punto, la ausencia de espacio entre la supraestructura y el pilar se confirmó macroscópicamente tras determinar la superficie superior del pilar en el borde marginal. En las preparaciones no se constató que hubiera espacio alguno entre el pilar y el implante, ni la extensión del tornillo de oro, por lo que la probabilidad de que esto ocurriera era baja. De modo que el hecho de sumergirlo parecía que se compensaba con la flexión de la supraestructura y/o el hueso.

La pérdida de hueso marginal en el grupo con carga de 4 semanas fue significativamente superior a la sufrida por el grupo con carga de 12 semanas, pero no se formó tejido conjuntivo fibroso alrededor de ningún implante ni tampoco se perdió la osteointegración durante todo el período de observación. Isidor<sup>5</sup> informó de que cuando los implantes fueron colocados en monos y sometidos a una fuerte oclusión, como lo es una carga dinámica, se perdió hueso marginal y osteointegración a los 4,5-15,5 meses después de la aplicación de la carga. Sin embargo, no puede establecerse una comparación directa con el presente estudio puesto que la altura de la oclusión no se especificó en el estudio de Isidor. Este autor<sup>5</sup> aplicó una carga dinámica que provocó la pérdida de la osteointegración con movilidad del implante. Cuando un implante adquiere micromovilidad, una carga dinámica puede aumentar dicha movilidad<sup>23</sup>. Al grupo al que se aplicó una carga estática durante 14 semanas, la microlesión ósea pudo haber sido causada por la pérdida de hueso marginal<sup>15-21</sup>, que a su vez también puede haber inducido la micromovilidad. Sin embargo, la carga estática no incrementó la micromovilidad puesto que se trata de una fuerza continua, indicándose con ello, que no pudo avanzarse a la pérdida de osteointegración.

El índice de contacto óseo se redujo en el grupo al que se había aplicado una carga de 12 semanas, y ello se asoció a una pérdida del hueso cercano a la rosca superior del implante debido a la reabsorción del hueso cortical. Basándose en estos hechos, es muy probable que la carga estática, con el tiempo, excediera el límite de aceptabilidad biológica.

En un análisis en el que se empleó un modelo de elementos finitos para reconstruir la estructura trabecular<sup>24</sup>, la fuerza no se concentró únicamente en la unión entre el implante y el hueso, sino también en la región ósea trabecular. Sin embargo, el valor de la fuerza obtenido a partir

del análisis de elementos finitos no puede relacionarse directamente con la actividad remodeladora, puesto que el umbral de la fuerza que interviene o afecta a la remodelación no está claro por el momento<sup>25</sup>. A pesar de ello, si tenemos en cuenta la dinámica ósea frente a las cargas, las cargas transmitidas al hueso deben alcanzar el umbral de carga óseo para inducir la transición del equilibrio entre resorción y formación óseas<sup>26</sup>. Para evaluar la actividad remodeladora se emplearon como indicador deposiciones de verde de calceína asociadas a la formación de hueso, que pueden reflejar el umbral de la fuerza generado durante la formación ósea. Este tipo de fuerza producida cerca de la unión entre el implante y el hueso puede haber inducido la formación ósea, aumentando con ello, la actividad remodeladora. En la formación ósea es necesario también tener en cuenta la respuesta intercelular. En un estudio *in vitro* anterior se registró un aumento de la expresión de *c-fos* del factor del crecimiento de tipo insulínico al aplicar una fuerza de extensión y compresión periódicas sobre los osteocitos; de la misma manera que aumentó la expresión de la osteopontina al aplicar una fuerza de compresión continua<sup>27, 28</sup>. Las diferencias existentes entre las fuerzas influyen en determinada medida en la respuesta intercelular; sin embargo, a través de este estudio no se han podido clarificar las respuestas celulares a ningún nivel. Será necesario investigar más en profundidad el patrón y el grado de carga sobre la sensibilidad celular *in vitro*.

La actividad remodeladora tras 12 semanas de carga resultó inferior a la obtenida tras 4 semanas de carga. Los tornillos hexagonales del instrumento de carga no se soltaron durante el período de observación, constatándose que la carga se aplicó sobre el implante durante todo el período de observación. Se ha informado de que una fuerza superior a la carga normal dentro de los límites biológicos aceptables indujo la formación ósea y la estabilizó hasta un nivel elevado de masa ósea<sup>29, 30</sup>. Es apropiado considerar que la baja actividad remodeladora del hueso perimplantar en el grupo con carga de 12 semanas se produjo debido a cambios en la estructura ósea causados por la carga.

Se espera que la tensión (fuerza) se concentre en el margen superior del hueso perimplantar mesial, en la supraestructura de tipo cantiléver mesial, aunque debido a la pérdida ósea marginal, la carga puede haber sido soportada en una región ósea inferior en el grupo con carga de 12 semanas, y no así en el de 4 semanas. Esto sugiere que la carga afectó con mayor intensidad al hueso en el grupo de las 12 semanas que en el de 4 semanas, debido a la reducción de la fuerza de carga soportada por el implante, lo que produjo la diferencia en la actividad remodeladora entre las regiones mesial y distal.

En el presente tratamiento implantológico, se colocaron 2 implantes en una región donde faltaban 3 piezas, dada la anchura del hueso, y en numerosas ocasiones se unió a una supraestructura de tipo cantiléver. En el estudio se sugiere que este tipo de supraestructuras con sobrecarga podría dañar el hueso, por lo que es básico realizar un estudio mecánico antes de proceder a la conexión. Recientemente se ha llevado a cabo, en la práctica clínica, un tratamiento<sup>31</sup> para soportar la supraestructura con el menor

número de implantes en pacientes edéntulos. No obstante, dado que el arco de la supraestructura es extenso, puede llegarse a confeccionar una supraestructura incompatible, ya sea por un error en la toma de la impresión adecuada, por parte de los técnicos, o por distorsión del modelo maestro durante el proceso técnico, lo que aumentaría la posibilidad de que se ejerza una carga estática inadecuada sobre los implantes. Este estudio sugiere la necesidad de reducir este tipo de errores técnicos y de comprobar cuidadosamente la compatibilidad en el momento de la conexión al implante.

En cuanto a los cambios inapropiados inducidos por la carga en el hueso perimplantar, la carga estática aumentó la actividad remodeladora del hueso trabecular sobre las roscas del implante durante la fase inicial de la carga, y también aumentó el índice de contacto con el hueso, seguido, con el tiempo, de una pérdida ósea marginal. Este hecho redujo el índice de contacto con el hueso. No se perdió osteointegración en ningún implante durante el período de observación.

Basándose en estos resultados, se estableció la hipótesis sobre el mecanismo de la pérdida de osteointegración como sigue: cuando a un implante se le aplica una sobrecarga estática superior al límite biológico aceptable se induce una rápida actividad remodeladora cerca de la zona de unión entre el implante y el hueso para aumentar la fuerza de carga soportada que aumenta la razón de contacto óseo añadiendo hueso nuevo. No obstante, con el tiempo, la sobrecarga provoca pérdida de hueso marginal puesto que excede del límite biológico aceptable y reduce la fuerza de carga soportada por el implante. Esto aumenta la micromovilidad del implante, lo que se traduce en una pérdida de osteointegración.

## Conclusiones

Para aclarar los cambios ocasionados en el hueso perimplantar cuando se aplica una sobrecarga estática sobre el implante, se investigaron los cambios morfológicos observados en los huesos corticales y trabeculares causados por una sobrecarga estática aplicada a un implante. La actividad remodeladora fue significativamente superior en la región interna roscada a las 4 semanas de carga ( $P=0,05$ ). La pérdida de hueso marginal se constató a las 12 semanas de la carga. Estos resultados clarifican algunos de los cambios estáticos inducidos por la carga en el hueso perimplantar y aportan información útil para aclarar el mecanismo de la pérdida de la osteointegración.

## Bibliografía

1. Bränemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Attard NJ, Zarb G. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses. *Int J Prostho* 2004; 17:417-424.
3. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:161-172.

4. Albrektsson T, Bränemark P-I, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-170.
5. Isidor F. Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:255-264.
6. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-218.
7. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design—Effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991; 25:467-483.
8. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: An overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64:175-188.
9. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Bränemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-360.
10. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:626-633.
11. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:215-223.
12. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:425-431.
13. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500-509.
14. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:552-558.
15. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:158-164.
16. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 2002;29:350-356.
17. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25: 847-858.
18. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; 92:328-336.
19. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;91:234-240.
20. Uchimura E, Machida H, Kotobuki N, et al. In-situ visualization and quantification of mineralization of cultured osteogenetic cells. *Calcif Tissue Int* 2003;73:575-583.
21. Senneryby L, Thomsen P, Ericson L. A morphometric and biomechanical comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:62-71.
22. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reaction adjacent to titanium implant subjected to static load. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res* 2001;12:552-558.
23. Søballe K, Brockstedt-Rasmussen H, Hansen E, Bünger C. Hydroxyapatite coating modifies implant membrane formation. Controlled micromotion studied in dogs. *Acta Orthop Scand* 1992;63:128-140.
24. Nakashima M. A biomechanical research on influences of thread structure of osseointegrated dental implant on stress dispersion in surrounding bone. *J Hiroshima Univ Dent* 2003;35:1-17.
25. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-598.
26. Turner CH, Forwood MR, Rho JY, Yoshikawa T. Mechanical loading thresholds for lamellar and woven bone formation. *J Bone Miner Res* 1994;9:87-97.
27. Lean JM, Mackay AG, Chow JW, Chambers TJ. Osteocytic expression of mRNA for c-fos and IGF-I: An immediate early gene response to an osteogenic stimulus. *Am J Physiol* 1996;270: 937-945.
28. Terai K, Takano-Yamamoto T, Ohba Y, et al. Role of osteopontin in bone remodeling caused by mechanical stress. *J Bone Miner Res* 1999;14:839-849.
29. Frost HM. Bone «mass» and the «mechanostat»: A proposal. *Anat Rec* 1987;219:1-9.
30. Bassey EJ, Ramsdale SJ. Increase in femoral bone density in young women following high-impact exercise. *Osteoporosis Int* 1994;4:72-75.
31. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Bränemark System implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:88-94.