

Análisis tridimensional de la deformación ósea cortical en prótesis parcial fija implantosoportada con voladizo distal sobre implantes cortos en maxilar

Three-dimensional analysis of the cortical bone deformation in fixed partial prosthesis with distal cantilever on short implants in the maxilla

Presentado: 19 de julio de 2017

Aceptado: 15 de agosto de 2017

Viviana Yolanda Flores,^a Enrique Fernández Bodereau^b^aCátedra de Anatomía;^bCátedra de Clínica de Prótesis y Carrera de Especialista en Prótesis e Implantología; Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba, Argentina

Resumen

Objetivo: Analizar la distribución de tensiones que provoca una fuerza axial en el modelo tridimensional, con el método de elementos finitos, en la prótesis parcial fija implantosoportada con voladizo distal (PPFIVD) sobre implantes dentales cortos en el sector posterior del maxilar parcialmente desdentado.

Materiales y métodos: Se crearon modelos geométricos del maxilar. Se diseñaron dos grupos y cuatro subgrupos. En zona premolar, se ubicaron implantes cortos Standard Plus SLA[®] (Straumann) de diferentes longitudes. Grupo A: PPFIVD con dos implantes, GA1 de 8 mm y GA2 de 4 mm. Grupo B: PPFIVD con un implante, GB1 de 8 mm y GB2 de 4 mm. Se aplicó una fuerza axial de 100 N a 30°.

Resultados: La distribución de las tensiones en los im-

plantes fue menor en GA1 que en GA2, y en GB1 que en GB2. A nivel óseo, la distribución de las tensiones fue mayor en GA1 que en GA2, y en GB2 que en GB1. Se observaron microdeformaciones óseas periimplante y, posteriormente, desplazamiento del conjunto prótesis/implante.

Conclusiones: La PPFIVD sobre dos implantes de 8 y 4 mm ferulizados podría ser una alternativa viable al levantamiento del piso de seno maxilar. La PPFIVD sobre un implante de 4 mm no sería recomendable. Las tensiones elevadas provocaron menor rendimiento en geometría oseointegrada, evidenciando microdeformaciones en el tejido óseo tridimensional y desplazamientos de la PPFIVD.

Palabras clave: Análisis de elementos finitos, implante corto, prótesis parcial fija implantosoportada, voladizo distal.

Abstract

Aim: To analyze the stress distribution generated by axial forces in a three-dimensional model using the finite element method. The study was performed on implant-supported fixed partial prostheses with distal cantilever (PPFIVD) on short dental implants placed into the posterior partially edentulous maxilla.

Materials and methods: Geometric models of the maxilla were created. Two groups and subgroups were designed. Standard Plus SLA[®] (Straumann) short implants of different lengths were located in the premolar area; Group A: PPFIVD with two implants, GA1 8 mm and GA2 4 mm, Group B: PPFIVD with an implant, GB1 8 mm and GB2 4 mm. An axial force of 100 N at 30° was applied.

Results: The distribution of tensions at the level of im-

plants was lower in GA1 in relation to GA2, and GB1 was lower than GB2. At bone level the stress distribution was higher in GA1 than in GA2 and in GB1 was lower than in GB2. Bone periimplant microstrain as well as PPFIVD displacement were observed.

Conclusions: PPFIVD on two splinted 8 and 4 mm implants could be a viable alternative to the maxillary sinus floor lift. PPFIVD on a 4 mm implant would not be predictable. High tensions caused lower yields in bone-implant geometry, evidencing microdeformations in three-dimensional bone tissue and PPFIVD shifts.

Key words: Distal cantilever, finite element analysis, fixed partial prosthesis, short implants.

Introducción

El maxilar con desdentamiento posterior puede presentarse con reabsorción de la cresta ósea, o bien como un seno maxilar neumatizado, siendo desfavorable en ambos casos la colocación de implantes dentales largos. El tratamiento convencional para reemplazar los dientes perdidos incluye injerto óseo sinusal, técnicas de aumento óseo en el maxilar^{1,2} e injertos óseos³ en mandíbula. Una modalidad alternativa al levantamiento de piso del seno maxilar es la rehabilitación con implantes³⁻⁵ dentales cortos, en los que el hueso disponible, el volumen y la calidad son limitados. Los implantes dentales cortos⁶ registran un éxito^{7,8} del 90-94,8% e incluso resultan adecuados por su longitud reducida, porque son económicos y porque constituyen una alternativa rápida.^{4,9}

Durante la carga¹⁰ ocurren procesos adaptativos fisiológicos óseos de la masticación normal. Aún con una oseointegración exitosa y una rehabilitación¹¹ bucal adecuada, efectos no deseados como el descenso de la cresta ósea¹² a nivel del cuello de la fijación^{13,14} y complicaciones técnicas con la prótesis¹⁵ siguen siendo el foco de estudio. El propósito de la presente investigación es estudiar cómo las cargas aplicadas afectan a la restauración protésica con voladizo distal sobre implantes dentales cortos, en el maxilar. Para ello se modeló la distribución de tensiones mediante simulación, a través del análisis con método de elementos finitos.

Los implantes se diseñaron para funcionar bajo condiciones ideales, pero si la tensión supera el límite de elasticidad del hueso,¹⁰ la geometría del implante varía su rendimiento, provocando pérdida ósea. Es por ello que la rehabilitación de la brecha parcialmente desdentada posterior debe considerar el hueso disponible² y contar con adecuado enfoque¹ multidisciplinar. Brånemark² definió la osteointegración como el contacto directo entre el titanio del implante y el hueso vivo sometido a cargas funcionales, sin interposición de tejido fibroso. Describe una situación microscópica y un estado clínico. Un implante es una estructura biocompatible de titanio con forma cilíndrica, de tornillo, o una combinación de ambas. La función del implante dental es reemplazar la raíz dentaria.

Un implante dental corto¹⁶ es un componente endoóseo de ≤ 8 mm. Como tratamiento alternativo¹⁷ al levantamiento de piso del seno maxilar, surgieron implantes dentales de 4 mm de longitud, aleación de titanio y zirconio, para los sectores con marcada reabsorción de la cresta. Al seleccionar un implante

dental se deben considerar la longitud, el diámetro, la textura superficial y el paso de rosca.

Usar implantes dentales cortos en el sector posterior del maxilar^{2,18} tiene las siguientes indicaciones: evitar estructuras vitales (como el seno maxilar); minimizar y/o excluir procedimientos de injertos óseos; maximizar la posibilidad de colocar implantes; aumentar la aceptación del paciente; menor derivación; ofrecer prótesis unitarias con o sin férula; reducir el tiempo de cicatrización.

Se determinó¹⁹ que la relación corona/implante es 2:1 o 3:1. Sin embargo, otros²⁰ autores demostraron que no hay relación estadísticamente significativa entre el alto de la corona y el implante.

Durante¹⁰ la carga existen procesos adaptativos que influyen en la cicatrización inicial, con valores de deformaciones fisiológicas del hueso de entre 1000 $\mu\epsilon$ y 1500 $\mu\epsilon$, que pueden alcanzarse en la masticación normal. Se determinó²¹ que la fuerza de mordida promedio es 100-150 N en varones adultos, y se considera en rango fisiológico²² la fuerza estática de 100 N vertical y 30 N horizontal. También, se enfatiza²³ la necesidad de evitar o minimizar las cargas horizontales. Se verificó²⁴ que la oclusión balanceada otorga un intervalo de confianza del 95% ($P < 0,05$).

Para el uso de voladizos en implantología, es importante seguir las normas establecidas por Brånemark.^{2,11} Al reducir la longitud del voladizo en 32%, se disminuye la tensión de la estructura protésica y ósea en la restauración²⁵ de arco completo. La prótesis fija implantosoportada con voladizo puede conllevar complicaciones técnicas,¹⁴ aunque hay autores¹⁵ que difieren al respecto, utilizando voladizos de ≤ 15 mm.

La bibliografía de estudios a largo plazo del uso de implantes cortos en brechas desdentadas parciales de extremo libre posterior y voladizo es escasa, lo que hace relevante evaluar la biomecánica de los implantes cortos sometidos a fuerzas axiales. Para eso se generó un modelo 3D, que fue analizado con el método de elementos finitos.

Este análisis se basa en un *software* para resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico de geometría complicada.^{23,26} En odontología se utiliza el método de elementos finitos para la simulación de sistemas biológicos complejos. Las ecuaciones constitutivas y las ecuaciones de evolución temporal del problema deben ser conocidas²⁷ con anterioridad. Cada elemento finito toma una forma tetraédrica o hexaédrica donde se observa una serie de puntos representativos llamados nodos,²⁷ en los

que la solución del problema es exacta y se conoce el campo de desplazamiento.^{28,29}

Para encontrar la solución del problema, se propuso una serie de operaciones ordenadas y finitas. Sin embargo, los modelos predictivos no han sido suficientemente comparados con datos *in vivo*. Con este fin, se analizaron las tensiones a nivel óseo, implantes y restauración protética después de la oseointegración, con simulación de elementos finitos.

Luego, se planteó la siguiente hipótesis: “Las fuerzas generadas durante el acto masticatorio en el sector posterior del maxilar afectan la restauración protésica con voladizo distal e inciden sobre el tejido óseo que rodea los implantes cortos empleados para evitar métodos quirúrgicos más invasivos”.

El objetivo del presente trabajo de investigación es analizar la distribución de las tensiones que provocan las fuerzas axiales en un modelo tridimensional con el método de elementos finitos en la prótesis parcial fija implantosoportada con voladizo distal (PPFIVD), sobre implantes dentales cortos en el sector posterior del maxilar parcialmente desdentado.

Materiales y métodos

Se realizó un diseño implantoprotésico con el método de elementos finitos, se confeccionó el modelo geométrico del maxilar parcialmente desdentado posterior a extremo libre unilateral, con un programa generador de mallas (Abaqus,[®] versión 6.4, Estados Unidos), a través de escáneres ópticos. Allí se analizó la distribución de las tensiones en hueso e implantes cortos, al aplicar la carga sobre la PPFIVD.

Para evidenciar la influencia de la longitud de los implantes estudiados, se tuvieron en cuenta las siguientes variables: implantes cortos de 4,1 × 8 mm y 4,1 × 4 mm; con copa, Standard Plus SLA[®] (Straumann, Basilea, Suiza) y la distribución de las tensiones a nivel óseo e implantes. Todo fue estudiado de acuerdo con las referencias normativas de la versión oficial de las normas ISO 14801:2003 e ISO 1942-1.

La geometría del tramo maxilar se determinó de uno parcialmente desdentado, con corte frontal a nivel del primer premolar; se registró su dimensión en los tres ejes del espacio y se obtuvo de forma proporcional, sin escala. Las dimensiones de los implantes, pilares macizos y prótesis se establecieron con un calibre digital; se registró un promedio representativo con el proyector de perfiles TAF003 Mitutoyo[®] (Tokio, Japón) en el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI), Córdoba, Argentina, donde se llevó a cabo la investigación mediante el método de elementos finitos.

En el maxilar 3D, se analizó la distribución de las tensiones a nivel óseo y el comportamiento de la prótesis bajo carga funcional simulada. La programación algorítmica procedió a definir la geometría, generar la malla, las condiciones de contorno y asignar propiedades a los materiales.²⁹ Entonces, se formó un conjunto de *n* ecuaciones y *n* incógnitas, que se resolvieron con un algoritmo para el sistema de ecuación lineal, homogénea e isotrópica.²⁸ Los datos registrados permitieron calcular magnitudes derivadas de valores obtenidos para los nodos (tabla 1).

A los materiales²⁸ se les asignaron propiedades elásticas, isotrópicas y homogéneas a partir de dos parámetros, el módulo de elasticidad (E) y el coeficiente de Poisson (V): hueso cortical → E 13700 Mpa y V 0.3; trabecular → E 13700 Mpa y V 0.3; titanio del implante → E 110000 Mpa y V 0.3; cromo-níquel de la prótesis fija → E 171000 Mpa y V 0.3. No se incluyó el cemento porque su módulo de elasticidad es bajo respecto de los materiales utilizados.

El modelo geométrico maxilar se caracterizó de la siguiente manera: núcleo esponjoso rodeado por una capa cortical, que semeja las características de desdentado parcial. El hueso fue modelado en estrecha relación de proximidad con las roscas del implante corto para acentuar la precisión de los resultados. La altura de hueso disponible fue de 9 y 5 mm. La brecha desdentada posterior izquierda del maxilar abarcó la ausencia de los siguientes dientes permanentes: primer y segundo premolar, primer y segundo molar.

Se diseñaron dos grupos. El grupo A (GA), a su vez, se conformó por dos subgrupos: A1 (GA1), dos implantes cortos de 4,1 × 8 mm; y A2 (GA2), dos implantes cortos de 4,1 × 4 mm. El grupo B (GB), también con dos subgrupos: B1 (GB1), un implante corto de 4,1 × 8 mm; B2 (GB2), un implante corto de 4,1 × 4 mm.

Tabla 1. Detalle numérico de los modelos geométricos confeccionados para este estudio.

Modelos	Cantidad de elementos	Cantidad de nodos	Tipos de elementos	Altura ósea (mm)	Dimensión implantes (mm)
Dos implantes	321066	65826	Tetraedro	9	4,1 × 8
Dos implantes	424672	85442	Tetraedro	5	4,1 × 4
Un implante	199443	40776	Tetraedro	9	4,1 × 8
Un implante	264076	53261	Tetraedro	5	4,1 × 4

En la brecha desdentada, se ubicaron virtualmente los implantes, a nivel del primer y el segundo premolar, a una distancia de 3 mm y paralelos entre sí, a nivel supracrestal y ferulizados con PPFIVD metálica de cromo-níquel. La prótesis asentó sobre pilares macizos. Cada voladizo midió 7 mm mesiodistal.

La interfaz hueso/implante fue tratada como hueso idealmente adherido al titanio del implante con 100% de integración. El pilar macizo se consideró idealmente unido al implante. También se consideró a la prótesis idealmente cementada. La interfaz mecánicamente ideal, ya sea puente/pilar, pilar/implante e implante/hueso, aseguró la continuidad de los vectores de desplazamiento y de tracción de acuerdo con los datos numéricos de la tabla 1, lo que resultó en una solución exacta.

La carga se aplicó por oclusal en la corona premolar y en el voladizo distal de PPFIVD. Se aplicaron por separado para identificar la contribución de cada componente en la respuesta del hueso, por medio de una pieza circular estándar para distribuir la carga de manera uniforme evitando así un asentamiento puntual. La carga²² axial, estática, fue de 100 N (Newton), por ser un rango fisiológico, con una inclinación de 30° para lograr un modelado semejante a la realidad.^{23,24} El punto de aplicación de la fuerza fue estandarizado para todos los modelos tridimensionales precisamente en mesial de la cresta triangular de la cúspide palatina, debido a la configuración arquitectónica de la cara oclusal de premolares superiores. Cada modelo se consideró empotrado en la base del hueso cortical modelado (fig. 1).

La presente investigación se realizó sobre la base del criterio de tensiones tridimensionales de von Mises, expresado en la siguiente fórmula:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

donde σ_{VM} es la tensión de von Mises, y σ_1 , σ_2 , y σ_3 las tensiones principales. La tensión de von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión, tensión compuesta que señala el nivel promedio de tensiones cuyo valor máximo indica la posibilidad de daño. Las variables pueden manipularse; el programa informático elimina la variación de probabilidad de error de la muestra. De acuerdo con la Ley de Hooke, la relación tensión/deformación en el régimen elástico lineal se expresa $\sigma = E \times \varepsilon$; donde σ : tensión expresada en MPa, E: módulo de elasticidad y ε : deformación.

Cuando la tensión máxima supera la capacidad reversible del material, produce un cambio dimensional permanente. A manera simple, se puede observar la fórmula de deformación $\varepsilon = E/\sigma$. Sin embargo, la resolución tridimensional es más compleja.³⁰

Resultados

Los resultados obtenidos en este trabajo se plasmaron en notación científica de las tensiones distribuidas en coronas; implantes y hueso; a través de Tensiles, escala de valores numéricos y en colores, los cuales evidenciaron la distribución de las tensiones equivalentes de Mises.

A nivel de los implantes cortos, se obtuvieron los siguientes resultados. La carga en la corona evidenció la distribución de las tensiones en el tercio cervical de ambos implantes; la máxima tensión equivalente de Mises fue menor en GA2 respecto de GA1. La carga en el voladizo distal evidenció las tensiones en

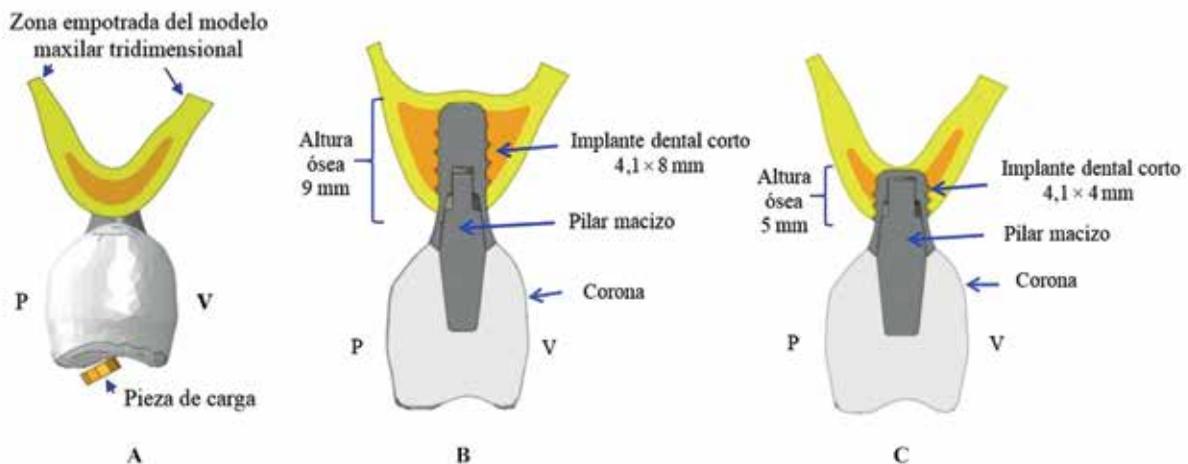


Figura 1. A: Vista lateral del premolar, en la que se observa la zona donde se aplicó la carga y las condiciones de contorno. B-C: Componentes protésicos. Corte vestibulo-palatino.

el tercio cervical de ambos implantes, especialmente en el implante ubicado a nivel del segundo premolar abarcando también el tercio medio (figs. 2-5). La máxima tensión equivalente de Mises en GB1 fue menor respecto de GB2 (figs. 6-9). La carga en la corona de los GB1 y GB2 evidenció la distribución de las tensiones en el tercio cervical; y la carga en el voladizo distal, en los tercios cervical y medio (tabla 2 y fig. 10).

A nivel maxilar tridimensional, la distribución de las tensiones para los modelos sólidos resultó la máxima tensión equivalente de Mises menor en GA2 respecto de GA1. La carga en la corona evidenció la distribución de las tensiones en el tercio cervical del lecho óseo del primer premolar. En el voladizo se

evidenciaron las tensiones en el lecho óseo de ambos implantes en el tercio cervical, y también abarcó el tercio medio del segundo premolar (figs. 11-12). La máxima tensión equivalente de Mises fue menor en GB1 respecto de GB2. En la corona se observaron las tensiones en el tercio cervical; en el voladizo distal, en los tercios cervical y medio (figs. 13-14; tabla 3).

La carga transfirió tensiones al modelo sólido provocando deformaciones (tabla 4). Cuanto menor fue el resultado obtenido, menor fue la microdeformación en la geometría ósea 3D. Todo lo expuesto favoreció desplazamientos del conjunto prótesis/implante de GA hacia vestibular. En GB1, la PPFIVD

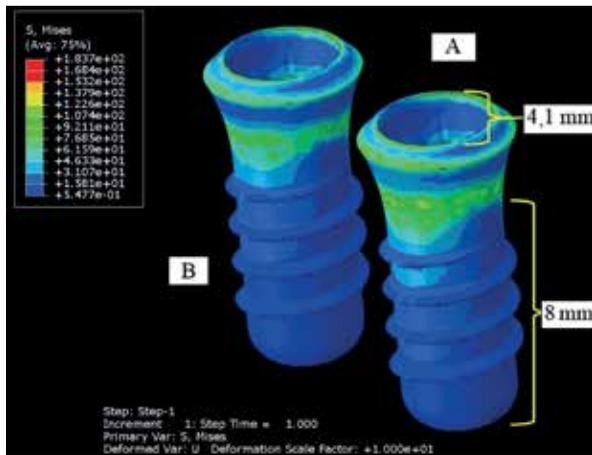


Figura 2. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en los implantes dentales cortos. Carga en la corona del premolar. **A:** Implante ubicado a nivel del primer premolar superior. **B:** Implante ubicado a nivel del segundo premolar superior.

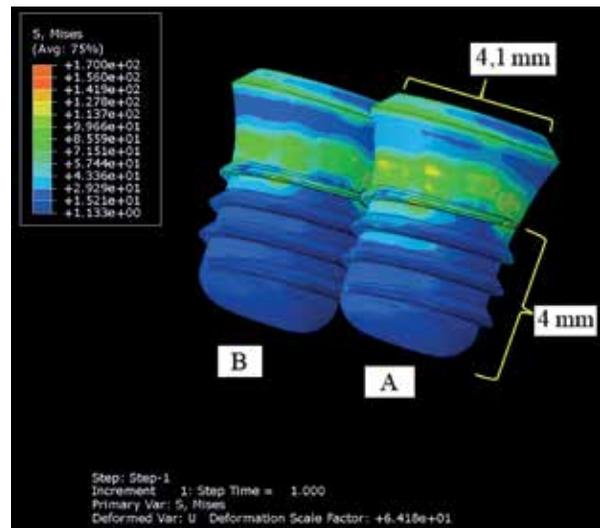


Figura 4. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en los implantes dentales cortos. Carga a nivel de la corona. **A:** Implante ubicado a nivel del primer premolar superior. **B:** Implante ubicado a nivel del segundo premolar superior.

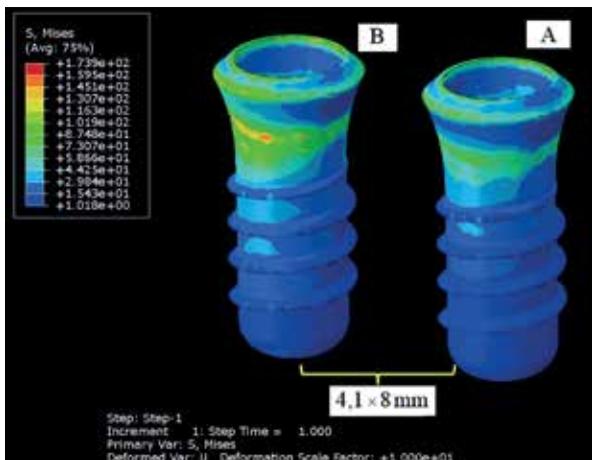


Figura 3. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en los implantes dentales cortos. Carga en el voladizo distal. **A:** Implante ubicado a nivel del primer premolar superior. **B:** Implante ubicado a nivel del segundo premolar superior.

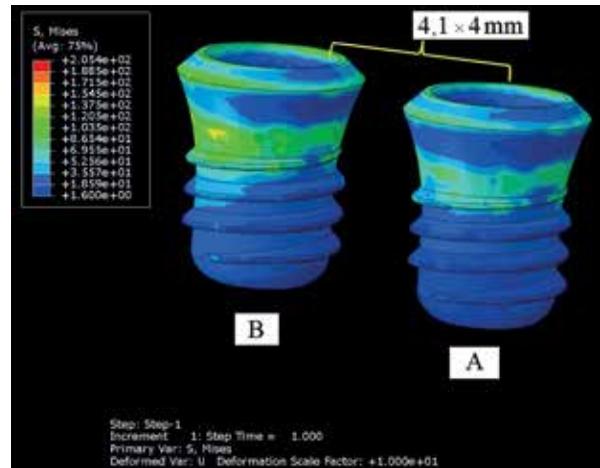


Figura 5. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en los implantes dentales cortos. Carga en el voladizo distal. **A:** Implante ubicado a nivel del primer premolar superior. **B:** Implante ubicado a nivel del segundo premolar superior.

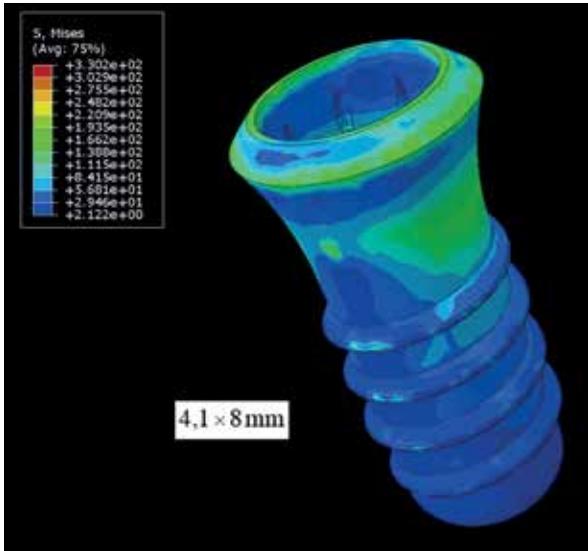


Figura 6. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en el implante dental corto. Carga en la corona.

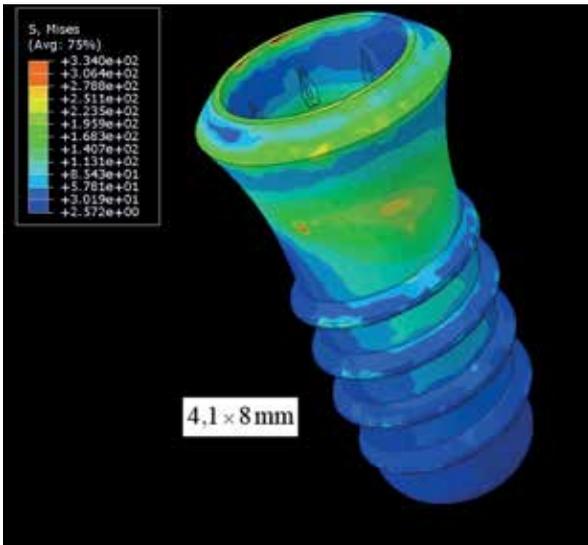


Figura 7. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en el implante dental corto. Carga en el voladizo.

se desplazó hacia vestíbulo/distal, y en GB2, en igual sentido, de manera más acentuada (tabla 5).

Discusión

La distribución de implantes cortos en el sector posterior del maxilar es un desafío cuando la altura del remanente óseo es reducida y se encuentra próximo el piso del seno maxilar. Existen estudios con implantes tradicionalmente cortos (≤ 8 mm de longitud); sin embargo, la bibliografía sobre estudios previos que evalúen el comportamiento biomecánico de implantes cortos de 4 mm es escasa.

En un estudio tridimensional realizado por el

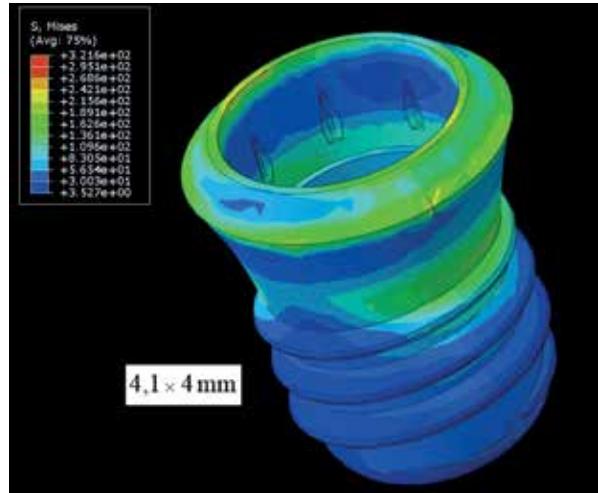


Figura 8. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en el implante dental corto. Carga en la corona.

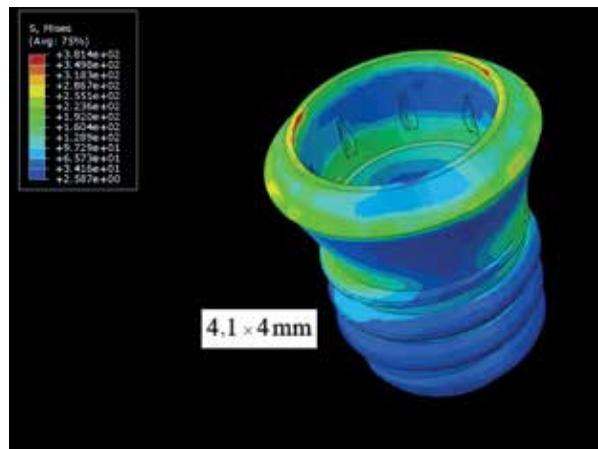


Figura 9. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en el implante dental corto. Carga en el voladizo.

equipo de investigación de Chou,³¹ se evaluó la respuesta biomecánica del hueso mandibular al comparar la distribución de tensiones alrededor del hueso periimplantario entre implantes largos y delgados ($3,5 \times 10,7$ mm) con fijaciones cortas y anchas (5×7 mm). Se demostró que es inevitable el desarrollo de tensiones elevadas en la región, encontrándose niveles mayores y distribuciones uniformes a nivel óseo periimplantario corto.

En la revisión sistemática de doce estudios longitudinales realizados por Zurdo *et al.*,¹⁴ la media de la prótesis parcial fija implantosoportada con voladizo (PPFIV) con supervivencia a cinco años fue del 91,9%; y en las prótesis sin voladizo, del 95,8%. La causa de fracaso fue fractura de implante. Las complicaciones técnicas relacionadas con supraestructuras en PPFIV arrojaron una media del 20,3%; y sin

Tabla 2. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises a nivel de los implantes dentales cortos en los grupos A y B.

	Corona (MPa)	Voladizo (MPa)	Carga (N)	Dimensión implantes (mm)
A	183,7	173,9	100	4,1 × 8
Dos implantes cortos	170	205,4	100	4,1 × 4
B	330,2	334	100	4,1 × 8
Un implante corto	321,6	100	4,1 × 4	

voladizo, una media del 9,7%. En hueso periimplantario no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos protéticos. En cuanto a la supervivencia de PPFIV libre de eventos, la media fue del 71,7%; y sin voladizo, del 85,9%. Se determinó que incorporar voladizos en prótesis sobre implantes puede estar asociado a mayor incidencia de complicaciones técnicas menores.

Villarinho *et al.*³² realizaron un estudio de cohorte prospectivo en veinte pacientes, con una media de

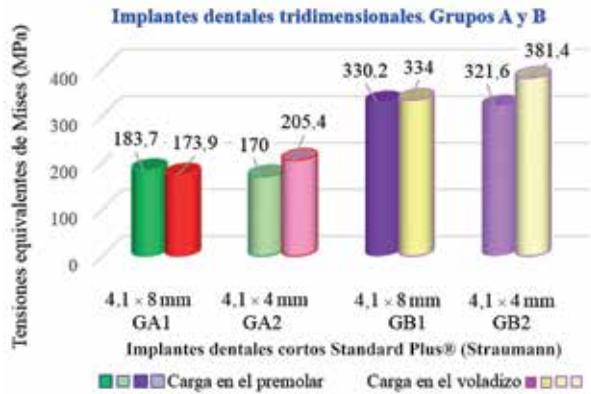


Figura 10. Tensiones equivalentes de Mises a nivel de los implantes dentales cortos tridimensionales en los grupos A y B.

45±9 meses de seguimiento. Se colocaron cuarenta y seis implantes dentales unitarios Standard Plus Regular Neck SLA Active® (Straumann) de 4,1 × 6 mm en zona posterior de mandíbula y/o maxilar. Después de la carga protésica, la pérdida de implantes y complicaciones protésicas de coronas individuales, la tasa de

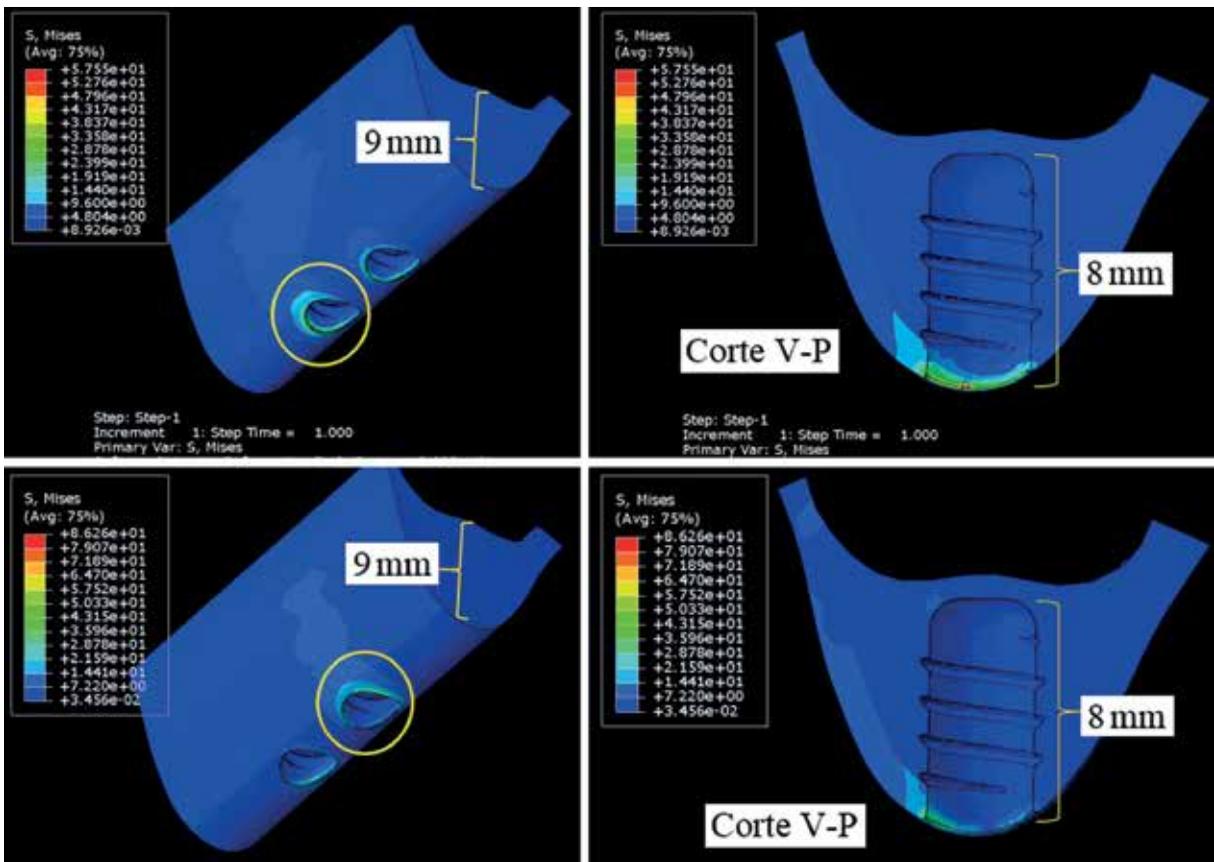


Figura 11. Distribución de tensiones equivalentes de Mises en la porción del maxilar tridimensional. En la figura superior izquierda se observa el lecho óseo de dos implantes dentales cortos 4,1 × 8 mm, con carga en la corona. Arriba y a la derecha pueden verse las tensiones en el tercio cervical a nivel del primer premolar. En la figura inferior izquierda, carga en el voladizo distal. Abajo y a la derecha se observan las tensiones en el tercio cervical a nivel del segundo premolar.

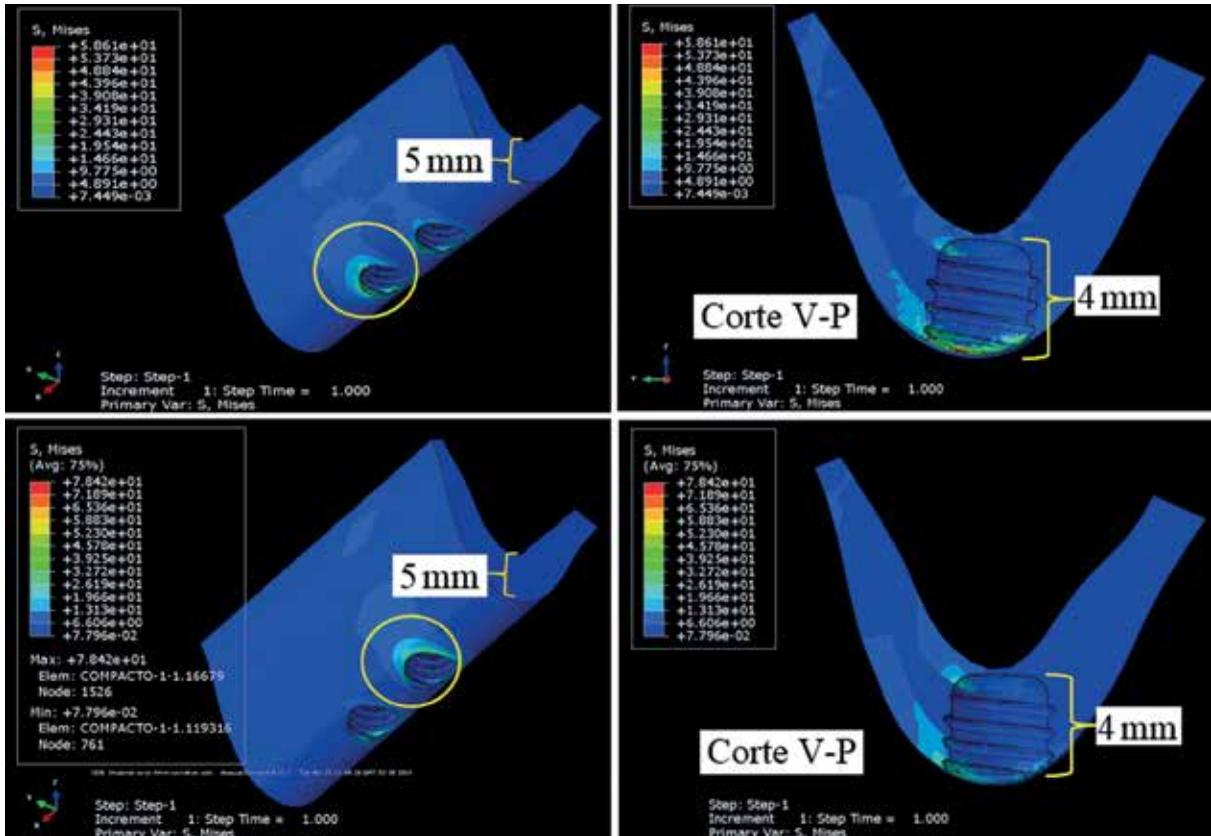


Figura 12. Distribución de tensiones equivalentes de Mises en la porción del maxilar tridimensional. En la figura superior izquierda se observa el lecho óseo de dos implantes dentales cortos 4,1 × 4 mm, con carga en la corona. Arriba y a la derecha pueden verse las tensiones en el tercio cervical a nivel del primer premolar. En la figura inferior izquierda, carga en el voladizo distal. Abajo y a la derecha se observan las tensiones en el tercio cervical a nivel del segundo premolar.

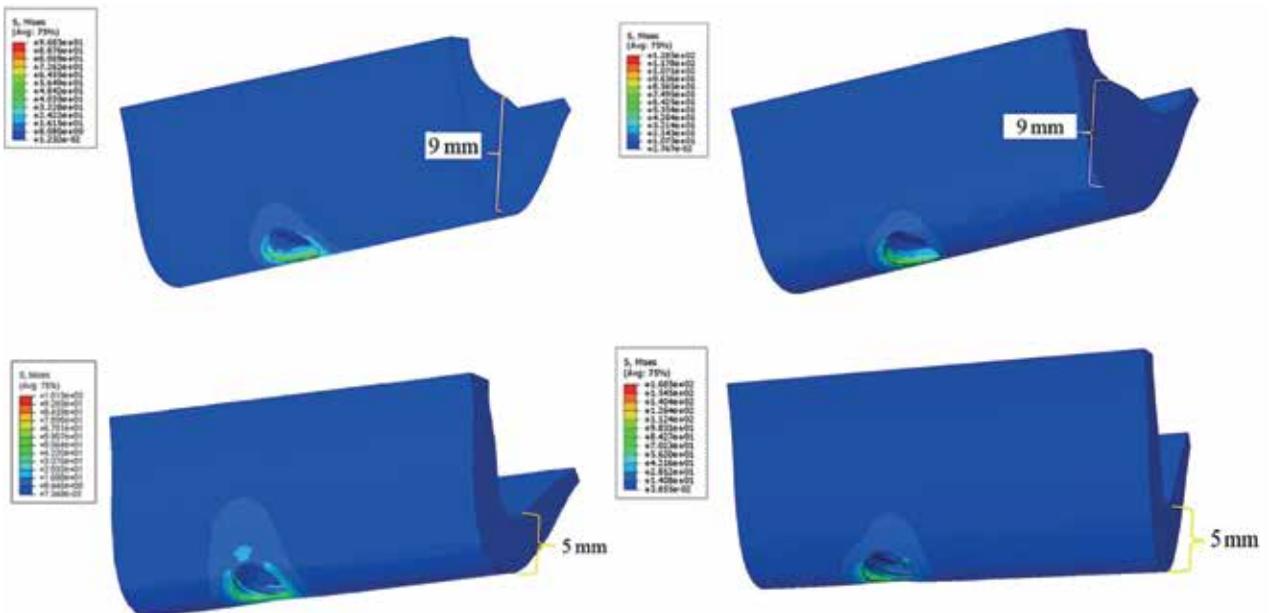


Figura 13. Distribución de las tensiones equivalentes de Mises en la porción del maxilar tridimensional. Arriba y a la izquierda se observa el lecho óseo de un implante dental corto de 4,1 × 8 mm, con carga en la corona. Arriba y a la derecha, carga en el voladizo. Abajo y a la izquierda se evidencia el lecho óseo de un implante dental corto de 4,1 × 4 mm con carga en la corona. Abajo y a la derecha, carga en el voladizo.



Figura 14. Grupos A y B. Tensiones equivalentes de Mises en el maxilar tridimensional. Prótesis parcial fija implantosoportada con voladizo distal.

éxito fue del 65,2%, y hubo 95% más de probabilidades de pérdida en la mandíbula que en maxilar. Otros factores de riesgo no mostraron relación significativa con los resultados. Los autores concluyeron que la relación corona/implante y el tiempo fueron significativos ($P < 0,001$) y predictivos para la pérdida de hueso.

La investigación de doce ensayos clínicos aleatorios publicados entre 2000 y 2015 realizada por Toti *et al.*³³ determinó que los implantes dentales cortos colocados en zonas atróficas posteriores de mandíbulas parcialmente desdentadas se asociaban a resultados superiores, en comparación con implantes largos en hueso aumentado, con una tasa menor de complicaciones biológicas y de pérdida de hueso periimplante. El aumento de hueso en bloque onlay no fue inferior respecto de cualquiera de las otras técnicas de aumento óseo empleadas.

Se considera que las conclusiones de Felice *et al.*³⁴ son importantes por el espectro de posibilidades y limitaciones relativas al tema de la presente investigación. Estudiaron a ciento cincuenta pacientes edéntulos de la zona posterior, con altura ósea de 12,5 mm por encima del canal mandibular y/o 11,5 mm por debajo del seno maxilar. Se colocaron de uno a tres implantes 4 × 4 mm o 4 × 8,5 mm. Las fallas se produjeron antes de la carga. No hubo diferencias significativas entre fracasos de prótesis, implantes y complicaciones. Los pacientes con implantes dentales cortos perdieron una media de 0,53 mm de hueso marginal, y aquellos con implantes largos, una media de 0,57 mm. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los implantes cortos y largos a nivel óseo. Tras un año de carga, los implantes cortos de 4 y 8 mm de longitud dieron una respuesta similar en la zona posterior.

Tabla 3. Tensiones equivalentes de Mises del maxilar tridimensional en los grupos A y B.

	Corona (MPa)	Voladizo (MPa)	Carga (N)	Dimensión implantes (mm)
A	57,55	86,26	100	4,1 × 8
Dos implantes cortos	58,61	78,42	100	4,1 × 4
B	96,83	128,5	100	4,1 × 8
Un implante corto	101,3	168,5	100	4,1 × 4

Tabla 4. Microdeformaciones en el modelo sólido. Grupos A y B.

	Corona (tensil máximo) (μE)	Voladizo (tensil máximo) (μE)	Carga (N)	Dimensión implantes (mm)
A	3,439	6,983	100	4,1 × 8
Dos implantes cortos	6,648	5,99	100	4,1 × 4
B	5,777	8,553	100	4,1 × 8
Un implante corto	6,538	9,253	100	4,1 × 4

μE: microdeformación.

Tabla 5. Desplazamiento corona/implante. Grupos A y B.

	Desplazamiento corona (mm)	Desplazamiento voladizo (mm)	Carga (N)	Dimensión implantes (mm)
A	0,02897	0,04072	100	4,1 × 8
Dos implantes cortos	0,02896	0,04045	100	4,1 × 4
B	0,05933	0,00728	100	4,1 × 8
Un implante corto	0,06705	0,08347	100	4,1 × 4

U: desplazamiento.

En un estudio de cohorte retrospectivo entre 2001 y 2003, Urdaneta *et al.*³⁵ evaluaron el incremento de la relación corona/implante (RC/I) sobre implante unitario en 81 pacientes que recibieron 326 implantes cónicos Bicon, con una media de 70,7 meses de seguimiento. En cuarenta restauraciones sobre implantes (16%), $RC/I \geq 2$. Se concluyó que incrementar la RC/I se asocia con un aumento significativo de complicaciones protésicas, pero esto no tuvo efecto significativo sobre los niveles de la cresta ósea.

Sotto Maior *et al.*³⁵ investigaron la concentración de tensiones en mandíbula atrófica parcialmente desdentada en la que se ubicó un implante corto unitario de 5 × 7 mm. El análisis virtual simuló la oclusión traumática, y la RC/I fue de 2:1 o 2,5:1. La corona

actuó como palanca, creando esfuerzos de flexión y llevando a la pérdida ósea debido a la concentración de la tensión en el hueso periimplantario.

Sahrman *et al.*³⁶ evaluaron, luego de tres años, los cambios de densidad ósea en un estudio clínico controlado aleatorio, con implantes de 6 y 10 mm de longitud, por medio de radiografías. Se observó un mayor grado de mineralización alrededor de implantes cortos, pero no alrededor de implantes largos, fenómeno que se relacionó con la capacidad de adaptación ósea. Se necesitan más ensayos clínicos a largo plazo para conocer las tasas de fracaso de implantes cortos.

Peixoto³⁷ *et al.* estudiaron la influencia de la porcelana y la resina como materiales de recubrimiento. Utilizaron la correlación de imágenes digitales para calcular las deformaciones de las prótesis parciales fijas sobre implantes dentales cortos e implantes convencionales ferulizados durante la aplicación de la carga oclusal de 250 N. El material de recubrimiento empleado no influyó en la distribución de la deformación. Los implantes convencionales generan menor concentración de tensión, aunque la combinación de dos implantes dentales cortos y un implante convencional parece ser un plan viable.

Hälg *et al.*³⁸ estudiaron a 54 pacientes parcialmente desdentados. Se les colocaron 78 implantes bajo carga funcional protésica de 3 a 12,7 años. Las tasas de supervivencia de los implantes alcanzaron el 95,7% para las prótesis sobre implantes con voladizos y 96,9% para los implantes del grupo control. Se observaron más complicaciones técnicas en el grupo con voladizo.

En la revisión descriptiva realizada por Thoma *et al.*,¹⁶ se compararon implantes cortos con implantes largos en combinación con aumento óseo vertical y seguimiento de dieciocho meses después de la carga protésica. Se determinaron las opciones de tratamiento para mandíbula y maxilar en el sector posterior. Se concluyó que los implantes dentales cortos son una ventaja para el paciente y el profesional.

En la revisión sistemática realizada por Romeo *et al.*²⁹ se incluyeron seis estudios prospectivos y retrospectivos informados entre 2007 y 2011. La tasa de supervivencia acumulada a 5 años de seguimiento de implantes y de prótesis fijas implantosoportadas con cantiléver fue de 98,9% y 97,1%, respectivamente. Las complicaciones biológicas se estimaron en 5,7%. El descementado y la pérdida de tornillos fueron del 5,9%. El cambio del nivel óseo en radiografías no fue estadísticamente significativo. No se registraron cambios estéticos. Los autores concluyeron

que la prótesis fija implantosoportada con voladizo es un tratamiento fiable y que la presencia del voladizo no aumenta la tasa de complicaciones.

En los resultados del presente trabajo de investigación –la PPFIVD sobre dos implantes dentales cortos de 8 y 4 mm de longitud–, se observaron reducciones de la tensión a favor del GA1 respecto a GA2, al estudiar implantes dentales cortos para la rehabilitación del maxilar. Considerando solo la carga en la corona del primer premolar, se observó una reducción de la tensión del GA2. Sin embargo, la presencia del voladizo favoreció el aumento de la tensión en GA2 en relación con GA1. En GB, los valores de las tensiones equivalentes de Mises son mayores que en GA. A nivel del maxilar tridimensional, hubo una reducción de la tensión a favor del GA2.

A nivel de implantes dentales cortos –la PPFIVD sobre un implante dental corto de 8 y 4 mm de longitud–, se observó que en GB2 aumentó la tensión, lo que representó una situación crítica para PPFIVD sobre un implante de 4,1 × 4 mm. Esto se debería a la escasa altura del implante dental corto, y el voladizo distal actuaría sobre él como palanca. Considerando solo la carga en la corona, se redujo la tensión a favor del GB2. Sin embargo, la presencia del voladizo distal favoreció el aumento de la tensión en GB2 respecto al GB1. A nivel del hueso modelado, GB2 aumentó la tensión en relación con el GB1. GB aumentó la tensión en relación con GA.

En una revisión sistemática del período 1980-2011 realizada por Romanos *et al.*⁴⁰ se detectaron los factores relacionados con el éxito a largo plazo de los voladizos distales en catorce estudios clínicos en humanos que cumplían con los criterios de inclusión, con seguimiento de uno a diez años, los cuales proporcionaron datos relacionados con el rendimiento clínico. También se adicionaron cinco estudios para obtener datos *in vitro*. La mayoría de los estudios carecían de datos específicos, pero brindaron información subjetiva y objetiva sobre la preferencia por el uso de prótesis con voladizos distales, aunque hay algunos riesgos asociados a estas prótesis. Los promedios ponderados dieron una tasa de supervivencia de la prótesis del 95% durante un período de seguimiento de 7,3 ± 2,6 años. Estudios descriptivos y estudios virtuales muestran que lo más frecuente es el aflojamiento de tornillo, incluso si se usa un torque controlado. Se concluyó que el empleo de voladizos proporciona una opción de tratamiento sin alto riesgo de complicaciones.

Ormianer *et al.*⁴¹ realizaron un estudio no aleatorio, retrospectivo, a doble ciego. Se utilizaron 1361

implantes de la misma empresa e igual microestructura de superficie y con seguimiento de 82 a 107 meses. La tasa de supervivencia fue del 96,3%, con una falla de implantes del 3,7%. Las tasas de supervivencia para los tres grupos diseñados fueron las siguientes: grupo A, 96,6%; grupo B, 95,9%; grupo C, 100%. La pérdida media de hueso de los grupos A, B y C fue de 2,02 mm, 2,10 mm y 1,90 mm, respectivamente. Las comparaciones de pares revelaron que la menor pérdida ósea se produjo en el grupo A, en comparación con el grupo B. Los resultados favorables a largo plazo en cuanto a la pérdida de hueso se encontraron en implantes con espiras de mayor inclinación, espiras apicales profundas y cuerpo del implante más estrecho. Los implantes de una sola pieza con diseño de la espira en V mostraron una tasa de supervivencia del 100%.

Un estudio 3D realizado por Wolff *et al.*¹⁰ demostró que las tensiones eficaces se producen en la interfaz hueso/implante bajo carga axial unidireccional. Se llevó a cabo una simulación con cuatro tipos de implantes específicos, y todos mostraron disminución del rendimiento en condiciones de pérdida de hueso circular y horizontal. Esto se evidenció por el aumento en la distribución de tensiones patológicas ($>3000 \mu\text{E}$). Entre los implantes estudiados, Straumann ofrece una mejor distribución de las tensiones, incluso con pérdida de hueso adyacente. Se recaló la importancia de evaluar las geometrías del implante bajo condiciones observadas clínicamente en la pérdida progresiva de hueso.

La presente investigación confirmó esos datos, ya que todos los grupos analizados estuvieron en el rango de sobrecarga patológica, lo que evidenció un menor rendimiento en la geometría oseointegrada, las microdeformaciones y, posteriormente, los desplazamientos. El grupo GA con dos implantes dentales cortos ferulizados, tendría posibilidad de permanencia en boca, lo que le daría al conjunto prótesis/implante mayor seguridad y estabilidad en el tiempo.

Se acuerda con el estudio de cohorte prospectivo realizado por Tabrizi *et al.*,⁴¹ en el que se colocaron sesenta y cinco implantes cortos en mandíbula. No hubo diferencias significativas en la pérdida de hueso marginal ($P=0,001$). Cuanto más corto es el implante, la pérdida ósea marginal disminuye.

Ramos Verri *et al.*⁴² estudiaron las interacciones biomecánicas de prótesis sobre implantes de copa alta unitarios con coronas de diferentes alturas: 10, 12,5 y 15 mm. Bajo carga axial, las diferentes alturas en las coronas no influyeron en la distribución de tensiones en los tornillos de la prótesis ($P>0,05$). Bajo

carga oblicua de 100 N, las coronas con alturas de 12,5 y 15 mm causaron daños estadísticamente significativos en tornillos y hueso cortical ($P<0,001$). Los implantes provocaron microdeformaciones sobre el tejido óseo bajo carga axial y oblicua ($P<0,001$). El aumento en la altura coronaria fue perjudicial para tornillos y diferentes regiones de tejido óseo.

Esfahrood *et al.*⁷ realizaron una revisión de ensayos clínicos aleatorios, experimentales en humanos y de cohorte prospectivo –publicados entre 2004 y 2015– en prótesis fija y *overdenture* sobre implantes dentales ($<10 \text{ mm}$), colocados en maxilar, sector posterior, con un año de seguimiento. La tasa de éxito acumulado en implantes con superficie rugosa fue mayor que con superficie mecanizada, especialmente en implantes $<7 \text{ mm}$. La tasa en el aumento RC/I con carga oclusal favorable no parece causar pérdida de hueso alrededor del implante. Se enfatiza una oclusión canina o bien mutuamente protegida, implantes juntos, ferulizados y sin carga en el voladizo. La tasa de supervivencia de implantes dentales cortos en el maxilar edéntulo posterior es alta. La colocación de implantes dentales cortos bajo estrictos protocolos clínicos parece ser una técnica segura y predecible.

El presente trabajo de investigación estudió la PPFIVD sobre implantes dentales cortos de 8 y 4 mm de longitud en el maxilar, con altura ósea reducida a través del análisis de elementos finitos, y predijo el comportamiento de la geometría oseointegrada y sus posibles consecuencias.

Conclusiones

Este estudio virtual realizado con análisis de elementos finitos permitió predecir el comportamiento de la prótesis parcial fija implantosoportada sobre implantes dentales cortos, con voladizo distal, en pacientes parcialmente desdentados del sector posterior del maxilar. De acuerdo con los resultados obtenidos se concluye que:

- Colocar implantes dentales cortos en el maxilar con altura ósea reducida sería previsible.
- PPFIVD sobre dos implantes cortos de 8 mm ferulizados en el maxilar con altura ósea reducida podría emplearse de manera previsible.
- PPFIVD sobre dos implantes cortos de 4 mm ferulizados en el maxilar con altura ósea reducida podría utilizarse previsiblemente, lo que sería una opción viable como tratamiento alternativo a métodos más complejos e invasivos, como lo es el levantamiento de piso del seno maxilar.

- El voladizo distal corto (7 mm) proporcionaría una alternativa de bajo riesgo y podría emplearse de forma previsible para rehabilitar el maxilar parcialmente desdentado a extremo libre, cuando al menos dos implantes dentales cortos estén ferulizados.
- En las prótesis con implante unitario de 4 mm, el voladizo distal presentó un comportamiento biomecánico desfavorable.
- Los implantes dentales cortos deben estar ferulizados para que, biomecánicamente, soporten las fuerzas a las que son sometidos.
- Las tensiones se distribuyen en el tercio cervical, tanto en la geometría de los implantes dentales como en la cresta ósea tridimensional.
- El comportamiento de la adaptación del hueso bajo carga estática simulada manifestó microdeformaciones, las cuales fueron observadas en los modelos; esto permitiría inferir que, a menor valor obtenido, menor sería la microdeformación en la geometría ósea tridimensional.
- La utilización de PPFIVD sobre implante dental corto unitario de 4,1 × 8 mm debería considerarse en función de la calidad ósea del paciente.
- PPFIVD sobre implante dental corto unitario de 4,1 × 4 mm implica un riesgo elevado, ya que no sería previsible.
- Ferulizar un implante dental corto de 4,1 × 8 mm y uno de 4,1 × 4 mm sería previsible, pero deberían realizarse nuevos estudios al respecto.
- El comportamiento de la prótesis bajo la carga estática simulada indujo a que todos los grupos presentaran desplazamientos; en GA (dos implantes dentales cortos) no es significativo, mientras que en GB (un implante dental corto) es desfavorable.
- Las tensiones elevadas evidenciaron un menor rendimiento en la geometría oseointimplantaria, microdeformaciones y desplazamientos. Solo PPFIVD con dos implantes dentales cortos ferulizados daría al conjunto prótesis/implante mayor seguridad y estabilidad en el tiempo.
- La PPFIVD con implantes de 8 o 4 mm de longitud ferulizados puede ser utilizada en la región posterior del maxilar en situaciones en que se necesite colocar fijaciones adicionales, simplificando el tratamiento implantológico, con reducción de gastos para el paciente.

Finalmente, y de acuerdo con la hipótesis planteada en este estudio, se comprobó que las fuerzas

generadas durante el acto masticatorio en el sector posterior del maxilar afectan a la restauración protésica con voladizo distal e inciden sobre el tejido óseo que rodea a los implantes dentales cortos.

Se considera que cada caso clínico debe evaluarse de forma particular, con prudencia y planificación adecuada, con especial atención a la oclusión del paciente para proporcionar una correcta rehabilitación bucal.

Para poder relacionar los modelos numéricos con los datos *in vivo* se necesita mayor cantidad de publicaciones con datos *in vivo* de implantes dentales cortos de 4 mm de longitud.

Los implantes dentales cortos permitirían tratamientos más simples reduciendo los costos y los tiempos. Se considera que es necesario hacer investigación con ensayo mecánico *in vitro* e investigación clínica *in vivo*, a fin de ratificar este análisis virtual.

Agradecimientos: Al Ing. Alejandro Domínguez, por su colaboración técnica informática en la realización de este estudio de investigación.

Los autores declaran no tener conflictos de interés en relación con este estudio y afirman no haber recibido financiamiento externo para realizarlo.

Referencias

1. Rodríguez MD, Azcárate AD, Moya BG, Aranegui RO, Sanz Casado JV. Estudio morfológico regional: aplicaciones clínicas en implantología. En: *Anatomía implantológica. Bases morfológicas y su aplicación clínica en Implantología dental*. Barcelona, Ars Médica, 2003, pp. 107-201.
2. Misch CE. Planes de tratamiento con implantes en la arcada superior parcial y totalmente desdentada: prótesis fija y sobredentadura. En: *Prótesis dental sobre implantes*. Madrid, Elsevier, 2006, pp. 281-308.
3. Raviv E, Turcotte A, Harel Raviv M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence Int* 2010;41:505-9.
4. Espósito M, Pistilli R, Barausse C, Felice P. Three-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. *Eur J Oral Implantol* 2014;7:383-95.
5. Ibáñez JC, Tahhan MJ, Zamar JA. Performance of double acid-etched surface external hex titanium implants in relation to one-and two stage surgical procedures. *J Periodontol* 2003;74:1575-81.
6. Fugazzotto PA, Vlassis J, Buttler B. ITI implant use in private practice: clinical results whit 5,526 implants followed up to 72+ months in function. *Int J Oral Max Impl* 2004;19:408-12.
7. Esfahrood ZR, Ahmadi L, Karami E, Asqhari S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of

- the literature. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2017;43:70-6.
8. Urdaneta RA, Daher S, Leary J, Emanuel KM, Chuang SK. The survival of ultra-short locking-taper implants. *Int J Oral Max Impl* 2012;27:644-54.
 9. Felice P, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Marcetti C, Gessaroli M, et al. Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implant versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading result of a pilot randomized controlled trial. *Eur J Oral Impl* 2011;4:191-202.
 10. Wolff J, Narra N, Antanailen AK, Valásek J, Kaiser J, Sándor GK, et al. Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials and design* 2014;61:177-84.
 11. Fernández Bodereau E Jr., Fernández Bodereau E. Prótesis a puente. Selección y valoración de pilares. En: *Prótesis fija e implantes. Práctica clínica*. Madrid, Avances Médico-Dentales, 1996, pp. 295-320.
 12. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implan Res* 2005;16:326-34.
 13. Marincola M, Paracchini L, Morgan V, Schulte J. Impianti corti: principi biomeccanici e predicibilità a lungo termine. *Quintessenza Internazionale* 2008;24:45-53.
 14. Zurdo J, Romao C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers. A systematic review. *Clin Oral Implan Res* 2009;20:59-66.
 15. Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Max Impl* 2009;24:69-85.
 16. Thoma SD, Cha JK, Jung UW. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: short implants vs. long implants in augmented bone. *J Periodontal Implant Sci* 2017;47:2-12.
 17. Flores VY, Fernández Bodereau E. Avaliação da prótese fixa em cantiléver distal com implantes curtos: método dos elementos finitos. *PróteseNews* 2015;2:344-57.
 18. Alonso AA, Albertini JS, Bechelli AH. Diagnóstico y planeamiento en prótesis implantoasistida. En: *Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral*. Buenos Aires, Médica Panamericana, 1999, pp. 575-602.
 19. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Impl Res* 2007;18:707-14.
 20. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol* 2010;36:425-33.
 21. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prosthesis-a review. *J Dent* 2002;30:271-82.
 22. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:239-48.
 23. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
 24. Sohn BS, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SY. Strain of implants depending on occlusion types in mandibular implant-supported fixed prostheses. *J Adv Prosthodont* 2011;3:1-9.
 25. Fazi G, Tellini S, Vanghi D, Branchi R. Three dimensional finite elements analysis of different implant configuration for mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Max Impl* 2011;26:752-9.
 26. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LC. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronautic Sci* 1956;23:805-23.
 27. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa k, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three dimensional finite element analysis. *J Prosthodontic Res* 2010;54:133-42.
 28. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant. A three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:279-86.
 29. Romeo E, Storelli. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 ears follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:39-49.
 30. Cea J. Approximation variationnelle des problèmes aux limites. *Annales de l'Institut Fourier* 1964;14:345-444.
 31. Chou HY, Müftü S, Bozkava D. Combined effects of implants insertion depth and alveolar bone quality on peri-implant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthetic Dent* 2010;104:293-300.
 32. Villarinho EA, Triches DF, Alonso FR, Mezzomo LAM, Teixeira ER, Shinkai RSA. Risk factors for single crowns supported by shorts (6-mm) implants in the posterior region: A prospective clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:671-80.
 33. Toti P, Marchionni S, Menchini-Fabris GB, Marconcini S, Covani U, Barone A. Surgical techniques used in the rehabilitation of partially edentulous patients with atrophic posterior mandible: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. *J Craniomaxillofac Surg* 2017;45:1236-45.
 34. Felice P, Checchi L, Barausse C, Pistilli R, Sammartino G, Masi I, et al. Posterior jaws rehabilitated with partial prostheses supported by 4,0 × 4,0 mm or by longer implants: one-year post-loading results from a multicenter randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2016;9:35-45.
 35. Urdaneta RA, Rodríguez S, McNeil C, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single tooth locking taper implants. *Int J Oral Max Impl* 2010;25:709-43.
 36. Sotto Maior BS, Senna PM, Da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio. Retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Max Impl* 2012;27:13-8.
 37. Sahrman P, Schoen P, Naenni N, Jung R, Attin T, Sch-

- midlin. Peri-implant bone density around implants of different length. A 3-year follow-up of randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2017;44:762-8.
38. Peixoto RF, Macedo AP, Martinelli J, Faria AC, Tiozzi R, Ribeiro RF, et al. A digital image correlation analysis of strain generated by 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis. An *in vitro* study. *Implant Dent* 2017;26:567-73
39. Hälgl GA, Schmid J, Hammerle CH. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:983-90.
40. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1131-6.
41. Ormianer Z, Matalon S, Block J, Kohen J. Dental implant thread design and the consequences on long-term marginal bone loss. *Implant Dent* 2016;25:471-77.
42. Tabrizi R, Arabion H, Aliabadi E, Hasanzadeh F. Does increasing the number of short implants reduce marginal bone loss in the posterior mandible? A prospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2016;54:731-5.
43. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, De Faria Almeida DA, De Oliveira GB, De Souza Batista VE, Marques Honório H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3D finite element analysis with statistical test. *J Biomech* 2015;48:138-45.

Contacto:

ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU
bodereau@uolsinectis.com.ar

Crisol 193, 2° "D" (X5000BVC) Córdoba, Argentina