

Odontol. Sanmarquina 2020; 23(4): 377-383
<http://dx.doi.org/10.15381/os.v23i4.17721>

ODONTOLOGÍA SANMARQUINA

ISSN-L 1560-9111; eISSN: 1609-8617

Artículo Original

Evaluación de tres diseños de prótesis implantosoportadas híbridas *All-on-4*[®]. Análisis de elementos finitos 3D

Evaluation of three implant-supported hybrid prostheses *All-on-4*[®] designs. A finite element analysis 3D

Nora Elena Carmona Ramírez ^{1,a}, Junes Abdul Villaraga Ossa ^{1,b}, Federico Latorre Correa ^{1,a}

¹ Universidad de Antioquia, Facultad de Odontología, Medellín, Antioquia, Colombia.

^a Especialista en Prostodoncia.

^b Magíster en Ingeniería Mecánica.

Correspondencia:

Federico Latorre Correa: latorre.federico29@gmail.com
 Calle 64 N° 52-59 Of. 107. Apartado Postal 1226. Medellín, Antioquia. Colombia
 ORCID: 0000-0003-4432-3584

Coautores:

Nora Elena Carmona Ramírez: noraele09@hotmail.com
 ORCID: 0000-0002-7018-5288
 Junes Abdul Villaraga Ossa: junesabdul@gmail.com
 ORCID: 0000-0002-7893-5362

Editora:

Rosse Mary Falcón-Antenucci
 Universidad Inca Garcilaso de la Vega, Perú.

Conflicto de intereses: los autores declaran no tener conflictos de interés.

Fuente de financiamiento: este estudio fue financiado por la Universidad de Antioquia.

Recibido: 25/04/20

Aceptado: 04/08/20

Publicado: 16/11/20

Resumen

Objetivo. El objetivo del estudio fue evaluar la distribución de tensiones en tres diseños protésicos con el sistema Revitalize Zimmer-Biomet que sigue el concepto *All-on-4*.

Métodos. Fueron simulados tres modelos 3D: R1- barra diseñada y manufacturada por computador ferulizando los implantes, R2- barra de CrCo sin ferulización de implantes y R3- sin estructura interna. Cada modelo con cuatro implantes (dos anteriores rectos y dos posteriores angulados distalmente 15°). Se aplicó una carga axial y oblicua (45°) de 400 N, distribuida en toda la prótesis. **Resultados.** La concentración de tensiones en el hueso peri-implantar se localizó en la zona crestal para todos los modelos con valores similares, siendo levemente mayor para R2 (28,74 MPa) y R3 (27,99 MPa). En la prótesis las tensiones fueron similares con un ligero aumento para el modelo R2 (16,84 MPa). En relación a la barra, la más alta concentración de tensiones fue para el modelo R1 (22,16 MPa) y R2 (14,7 MPa). **Conclusiones.** Existen diferencias mínimas entre los tres diseños, ninguno sobrepasó el límite de fluencia de los materiales, el modelo que no estaba ferulizado recibió más tensiones en el hueso.

Palabras clave: Implantes dentales; Prótesis híbrida; Análisis de elementos finitos (fuente: DeCS BIREME).

Abstract

Objective. To evaluate stress distribution of three prosthetic designs with the Revitalize Zimmer-Biomet system which follows the *All-on-4* concept. **Methods.** Three 3D models were simulated: R1- Computer-designed and manufactured bar splinting implants, R2- CrCo bar without implant splinting and R3- without internal structure. Each model had four implants (2 anterior straight and 2 posterior distally angled 15°). An axial and oblique load (45°) of 400 N was applied and distributed throughout the prosthesis.

Results. The concentration of stress in the peri-implant bone was located in the crestal area for all models with similar values, being slightly higher for R2 (28.74 MPa) and R3 (27.99 MPa). On the prosthesis, the stress increased slightly for the R2 (16.84 MPa) model. In relation to the bar, the highest stress concentration was for R1 (22.16 MPa) and

R2 (14.69 MPa) models. **Conclusions.** There were slight differences between the three designs, none of them exceeded the yield limit of the materials, the non-splinted model showed more stress on the bone.

Keywords: Dental implants; Hybrid prostheses; Finite elements analysis (source: MeSH NLM).

Introducción

La rehabilitación protésica del paciente edéntulo total mandibular presenta limitaciones debido al patrón de reabsorción del hueso mandibular ¹. De esta manera, la disminución de la altura mandibular, conlleva a la realización de procedimientos quirúrgicos extensos con la finalidad de conseguir la cantidad de hueso ideal para la instalación de implantes con una longitud adecuada, para el soporte de una prótesis sobre implantes. En consecuencia, el costo del tratamiento aumenta, hay mayor riesgo de complicaciones biológicas y un tiempo prolongado de tratamiento ¹.

Para Branemark el protocolo ideal de la rehabilitación mandibular consiste en la colocación de cinco ó seis implantes rectos en la zona interforaminal, esto genera una extensión distal llamada *cantilever*, lo que resulta en un aumento de las tensiones sobre los implantes y el tejido óseo ²⁻⁴. Diversos estudios clínicos ^{2,3,5} reportaron altas tasas de supervivencia de hasta 95% con este tipo de rehabilitaciones, en periodos de 5 hasta 15 años.

Sin embargo, investigaciones sugieren que al angular los implantes más distales en la región interforaminal, se va a optimizar la extensión anteroposterior de la prótesis, reduciendo la longitud del cantilever ^{2,3,5,6}. A pesar que, se sabe que los implantes angulados al funcionar individualmente transfieren mayores tensiones al tejido óseo ⁷⁻¹⁰. Una técnica innovadora usando implantes angulados fue introducida por Maló *et al.* ⁶ en el año 2003, el concepto *All-on-4*, que permite la inserción de implantes en cuatro posiciones: dos rectos en el sector anterior y dos angulados en el sector posterior en la zona más distal posible, lo cual reduce la longitud de los segmentos en cantilever mandibular, permitiendo mejor soporte y

distribución de cargas ¹. Clínicamente la técnica mostró altas tasas de supervivencia (92,2 - 100%) y los diseños protésicos tienden a ser más simples, de fácil adaptación por los componentes y número de implantes, disminuyendo costos y tiempo de tratamiento ^{2,3,6,11-13}.

De esta manera, el propósito de este estudio fue evaluar la distribución de tensiones en tres diseños protésicos con el sistema Revitalize Zimmer-Biomet que sigue el concepto *All-on-4*, mediante el análisis de elementos finitos 3D. La hipótesis nula fue: la distribución de tensiones y deformaciones es similar para los tres diseños protésicos.

Métodos

Para este estudio fue simulado un modelo 3D de una mandíbula, a partir de una tomografía axial computarizada. Con ayuda de un *software* de diseño asistido por computadora (CAD) (SolidWorks 2010, SolidWorks Corp., Concord, Massachusetts, USA) fueron modelados: un implante (3,7 mm x 13 mm), pilares cónicos rectos y angulados (15°), pilares de temporalización y tornillos para pilares (Zimmer-Biomet. Warsaw, Indiana, USA).

Modelado geométrico tridimensional. Se simularon tres modelos (Figura 1), el primer diseño fue con barra diseñada y manufacturada por computador ferulizando los implantes (R1), el segundo diseño con barra de CrCo sin ferulización de implantes (R2) y el tercero sin estructura interna (R3). Cada modelo estaba compuesto por cuatro implantes: dos rectos a nivel de los caninos y dos angulados distalmente (15°), con sus respectivos pilares cónicos y prótesis híbrida acrílica. Se simuló

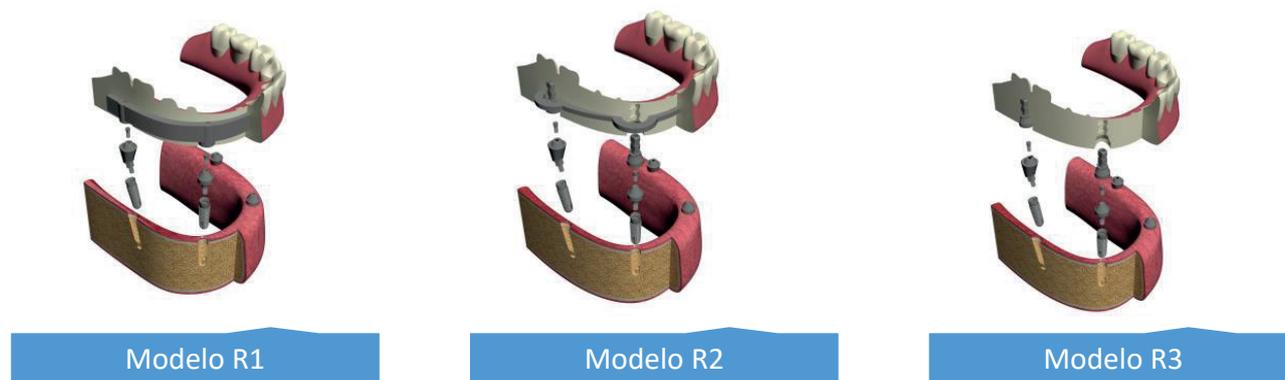


Figura 1. Imágenes 3D renderizadas de los tres diseños protésicos. R1: barra titanio ferulizando los implantes, R2: barra CrCo, R3: prótesis sin barra.

conexión fija a los implantes por medio de pilares de temporalización.

La prótesis híbrida acrílica fue simulada con las dimensiones mesio-distales y cervico-oclusales de los incisivos hasta primeros molares. En R1 con una estructura interna de titanio (5 mm de alto x 4 mm de ancho) ferulizando los implantes, en R2 una barra de refuerzo de CrCo (1,8 mm alto x 4 mm ancho), sin ferulizar implantes y en R3 una prótesis sin estructura metálica interna. Los modelos fueron exportados a un *software* para análisis de elementos finitos (ANSYS versión 17, Ansys Inc, Canonsburg, Pensylvania, USA), el análisis fue de tipo elástico lineal.

Propiedades mecánicas. Las propiedades asignadas a los materiales están descritas en las tablas 1 y 2¹⁴⁻²². Se diferenciaron hueso cortical (2 mm de espesor) y hueso trabecular característicos del tipo D2 según Misch⁴ y la encía. Estas propiedades fueron consideradas transversal e isotrópicas, porque se asemeja más a la realidad, al indicar que las propiedades del hueso son diferentes en tres direcciones perpendiculares entre sí, similar a las de un hueso humano, de esta manera el modelo se comportará diferente, de acuerdo a la dirección en la cual se aplique la carga. Modelar el hueso con estas características, aumenta la confiabilidad del mismo.

Alrededor del implante se diseñó una capa especial o zona de transición de hueso cortical y trabecular de 0,5 mm en la que las propiedades mecánicas del mismo se disminuyeron porcentualmente con el objetivo de asemejar oseointegración al 75%, para lograrlo se tomó como referencia a Kurniawan *et al.*²⁰ que asumen oseointegración al 100%, con las propiedades completas en la interfase, siendo una oseointegración perfecta que

no es real, por lo que representan una oseointegración parcial con valores parciales en esta interfase de módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson.

Condiciones de contorno. Se restringieron los desplazamientos y las rotaciones para hueso cortical, esponjoso y encía en la superficie del plano de corte, para simular su fijación con el resto de la mandíbula.

El contacto empleado para todos los elementos fue tipo *bonded*, para no permitir el deslizamiento y/o la separación de los diferentes componentes del sistema simulado.

Cada modelo fue sometido a carga de 400 N distribuida por toda la prótesis y con cargas axiales en dientes posteriores y oblicuas en dientes anteriores en dirección buco-lingual a 45°, al mismo tiempo. Cada diente estuvo sometido a una carga de 28,5 N²³.

Malla de elementos finitos. Para todos los modelos se emplearon elementos tetraédricos de orden superior con 10 nodos (Tet10), con un tamaño de malla promedio de 1,1 mm. El análisis de tensiones se realizó usando el criterio de von Mises (Tensión de von Mises).

Análisis error permitido. Se estableció que la solución numérica encontrada era confiable, es decir, había convergencia del resultado, cuando el requisito de la norma del error en la energía de deformación del modelo era menor al 2,5 % (ecuación 1), para lograr esto, se empleo el método H, es decir, la variación del tamaño del elemento, cumpliendo el criterio de malla óptima (ecuación 2).

$$\|E_{\sigma}\| \leq \eta \|U\| \quad (1)$$

$$\|E_{\sigma}^e\| = \|E_{\sigma}^e\|_r \quad (2)$$

Donde:

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los materiales

Materiales	Módulo de elasticidad E (MPa)			Coeficiente de Poisson (ν)			Límite de Fluencia (MPa)
	X	Y	Z	YZ	XY	XZ	
Titanio ^{16,17} (implante, tornillo, pilar)	110 000	110 000	110 000	0,33	0,33	0,33	800
Barra titanio ^{16,17}	107 000	107 000	107 000	0,34	0,34	0,34	880
Barra CrCo ^{18,19}	224 000	224 000	224 000	0,33	0,33	0,33	710
Polimetilmetacrilato ^{15,19} (prótesis, dientes)	4 100	4 100	4 100	0,35	0,35	0,35	90
Encía ^{14,15}	19,6	19,6	19,6	0,30	0,30	0,30	

Tabla 2. Propiedades mecánicas del hueso

Material	Módulo de elasticidad E (MPa)			Coeficiente de Poisson (ν)			Módulo de corte (MPa)		
	X	Y	Z	YZ	XY	XZ	XY	YZ	XZ
Hueso cortical ²⁰⁻²²	10 000	11 000	14 300	0,370	0,330	0,230	5 484	6 780	6 388
Hueso cortical peri-implantar ²⁰⁻²²	9 450	9 450	14 550	0,253	0,3	0,253	3 637	4 275	4 275
Hueso trabecular ²⁰⁻²²	1 148	210	1 148	0,05	0,320	0,01	160	281	257
Hueso trabecular peri-implantar ²⁰⁻²²	861	157,5	861	0,01	0,05	0,32	51	3 255	51

$\|E_{\sigma}\|$ es la norma del error

$\|U\|$ es la energía de deformación

η es la fracción del error permitida

$\|E_{\sigma}^e\|_r$ es el valor requerido en la norma del error para un elemento e.

Resultados

Tensiones. Los valores máximos según el criterio von Mises para cada modelo se describen en la Figura 2. A continuación se describen por zonas las tensiones en cada modelo.

A. Hueso peri-implantar. Entre los modelos R2 y R3 la diferencia de tensiones es pequeña (2.6 %), mientras que entre R1 y R2 y R1 y R3 esta variación asciende hasta valores de 20 % y 18 % respectivamente mayores para R2 y R3.

La ubicación de los mayores valores de tensiones fue similar en todos los modelos, localizándose en la superficie crestal, el valor máximo se encontró en el modelo R2.

B. Prótesis. Todos los modelos presentaron mayor concentración de tensiones en zona anterior hasta premolares. El mayor valor fue presentado por el modelo R2, siendo un 12,8% mayor que R1 y un 16 % mayor que

R3, sin embargo, ninguno de estos valores se encuentra cercano a los valores de falla de la prótesis.

C. Barra. La magnitud de los tensiones para la barra de titanio (22,16 MPa) fue mayor que la barra de CrCo (14,69 MPa), presentando una variación del 33,7%. Para ninguno de los dos casos los valores se encuentran cercanos al límite de fluencia, que para la barra de titanio es 880 MPa y para la barra de CrCo es de 710 MPa. En la Figura 2 se muestran los valores de tensiones de hueso peri-implantar, prótesis y barra.

D. Factores de seguridad. El factor de seguridad es la relación entre la carga aplicada y el límite de resistencia del material, lo que da una idea de la exigencia sobre el material.

En la Tabla 3 se observan los factores de seguridad para las barras y acrílico (polimetilmetacrilato) de los diferentes modelos, se observa que la barra de CrCo es la de menor riesgo (26,9 MPa) comparada con la de titanio (8,8 MPa), y para los acrílicos el valor es muy similar entre los tres, pero todos los factores de seguridad están alejados de 1, que es el límite inferior de riesgo.

Deformaciones. La deformación fue mínima y similar para todos los modelos, los valores promedio de deformación para el hueso peri-implantar de todos los implantes se muestran en la Figura 3, donde el modelo R1 presentó una microdeformación de 4772 $\mu\epsilon$ el modelo

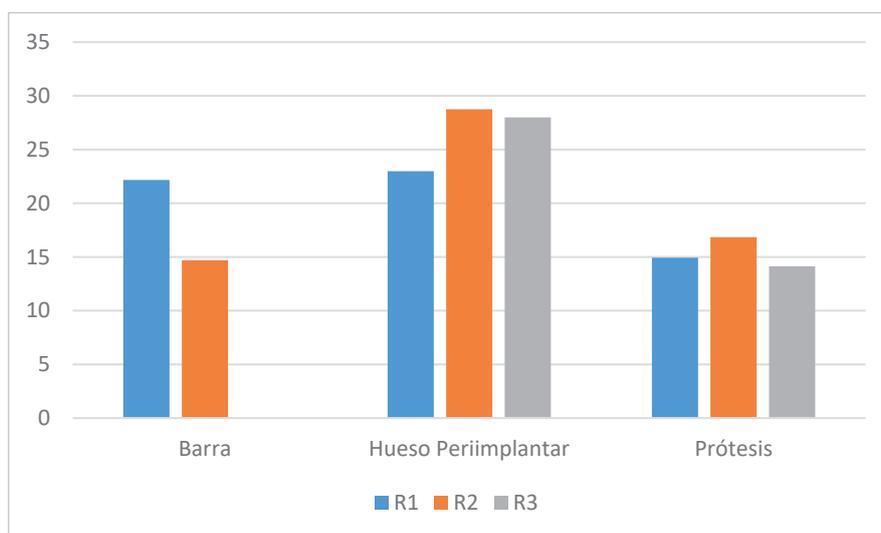


Figura 2. Tensiones máximas de von Mises

Tabla 3. Factor de seguridad MPa/MPa

Material	Valor*
Titanio	8,8
CrCo	26,9
*Acrílico Prótesis R1	6,0
*Acrílico Prótesis R2	5,3
*Acrílico Prótesis R3	6,3

*Los valores hacen referencia a cuanto carga adicional puede soportar el material.

*Acrílico (Polimetilmetacrilato)

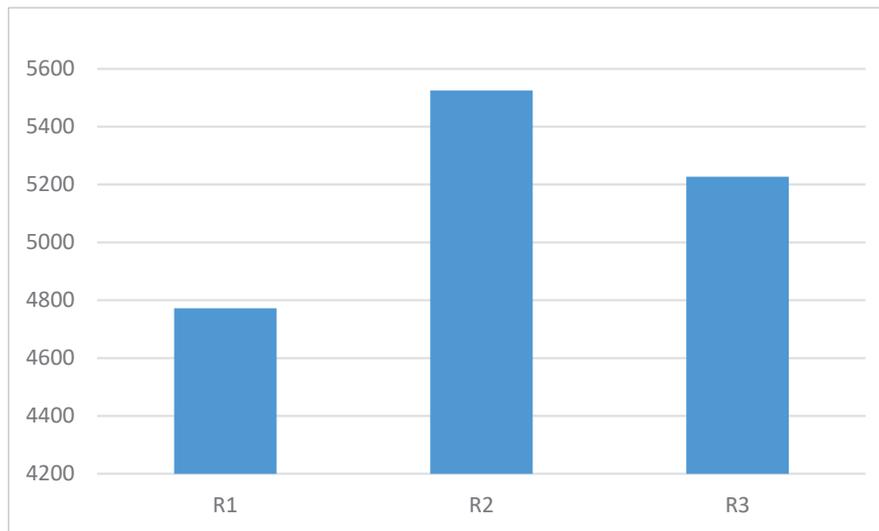


Figura 3. Promedio de deformaciones en hueso peri-implantar ($\mu\epsilon$ -microdeformación)

R2 una microdeformación de 5525 $\mu\epsilon$ y el valor de R3 una microdeformación de 5220 $\mu\epsilon$.

Discusión

La validación del método H (error menor al 2,5%), proporciona confiabilidad a la simulación del presente estudio. La hipótesis nula fue rechazada porque las tensiones en todas las estructuras de los 3 modelos no fueron similares, hubo diferencias en la deformación y tensiones en el hueso peri-implantar entre los modelos, también se encontraron diferencias entre la estructura de titanio ferulizando los implantes y la barra de refuerzo de CrCo, este margen explicado por el cambio en la geometría y tamaño de la barra de titanio, lo que generó que reciba mayores tensiones en relación al modelo R2. Extrapolando clínicamente la diferencia de una mayor tensión en el tejido óseo de los modelos R2 y R3, se debe considerar en la planificación de las rehabilitaciones sobre implantes, indicando la necesidad de ferulización y refuerzo de las prótesis híbridas, a pesar que no sobrepasa el límite de fluencia de los materiales, ni del tejido biológico, sin embargo, a largo plazo podría comprometer el resultado final.

Al comparar el comportamiento^{24,25} de los materiales de las prótesis y los implantes rectos o inclinados, se observó la ventaja del polímero sobre los otros materiales y tensiones similares en la posición axial o inclinada de los implantes. Resultados opuestos fueron observados por Zheng *et al.*²⁶ que encontraron ventajas en la inclinación de los implantes distales, sin embargo, no se puede deducir de estudios clínicos las tensiones sobre todas las estructuras, por eso la importancia de estudios de simulación que permiten evaluar todas las estructuras y sugerir comportamientos clínicos.

Ferreira *et al.*²⁷ por medio del análisis de elementos finitos, encontraron que la combinación de aleación en oro y dientes de resina incrementó en un 12% las tensiones von Mises sobre el tejido óseo. Sin embargo, argumentaron que las tensiones son bajas y en todos los modelos

con materiales diferentes como titanio, CrCo, NiCr, PdAg, combinados con dientes en porcelana y resina, los resultados fueron similares, contrario a los resultados del presente estudio, esto puede deberse a que ellos simulaban una oseointegración del 100%, no diferencian entre hueso cortical y trabecular, simplificaron su modelo y los valores de las propiedades de cada material fueron modelados isotrópicos, lo cual puede generar diferencias en un estudio de análisis de elementos finitos.

Menini *et al.*²⁸ evaluaron tres diseños protésicos sobre cuatro implantes, los diseños consistían en tres prótesis acrílicas, el primer modelo con estructura metálica, el segundo con barra de fibra de carbono y el tercero la prótesis sin estructura interna. Los autores encontraron menores tensiones alrededor del hueso, implantes y prótesis en el modelo de prótesis acrílica con estructura metálica, lo que corrobora en parte los resultados del presente estudio, al presentar un mejor comportamiento con la estructura en titanio, aunque la diferencia en los implantes y en la prótesis acrílica fue similar, debido a una modelación más estricta, a una simulación de todos los componentes cercana a la realidad clínica.

La ferulización de los implantes permitió una mejor distribución de las cargas oclusales, situación verificada en el presente estudio y que extrapolando clínicamente es traducido en una menor reabsorción ósea, como observado en diferentes estudio retrospectivos²⁹⁻³¹, en los cuales el concepto All-on-4³²⁻³⁴, presentó resultados y porcentajes que indican que la técnica es predecible, porque no compromete las estructuras, ni tejidos biológicos en el análisis de las deformaciones y fuerzas sobre todas las estructuras.

Es importante resaltar que un esfuerzo mayor sobre el hueso peri-implantar puede llevar a un efecto negativo en la oseointegración a mediano y largo plazo, por lo que se sugiere mantener el protocolo de ferulización de los implantes y una adecuada estructura metálica para la rehabilitación con prótesis híbridas All-on-4[®].

Al analizar el factor de seguridad para los componentes de los diseños protésicos, se demostró que ante cargas de 400 N, los materiales estuvieron en capacidad de soportar cargas adicionales, ocho veces más para el titanio, 26 veces más para el CrCo y en promedio seis veces más para el acrílico, lo que permite asegurar que la utilización de cualquiera de los diseños tendrá un comportamiento adecuado en función.

Se sugieren más estudios evaluando el comportamiento protésico, variando diseño de estructuras, materiales y otras variables. Finalmente, basado en los resultados y con las limitaciones de una investigación de simulación, se concluye que: el modelo ferulizado recibió más tensiones en las estructuras rígidas, tanto sobre su estructura como sobre los implantes y el modelo sin ferulizar recibió más tensiones en el hueso periimplantar, mostrando diferencias de tensiones entre los tres modelos.

Referencias bibliográficas

1. Drago C, Carpentieri J. Treatment of maxillary jaws with dental implants: guidelines for treatment. *J Prosthodont.* 2011;20(5):336-47. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2011.00717.x.
2. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I. All-on-4 Treatment Concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A 7-year clinical and 5-year radiographic retrospective case series with risk assessment for implant failure and marginal bone level. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(Suppl 2):e531-41. DOI: 10.1111/cid.12282.
3. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):836-55. DOI: 10.1111/cid.12068.
4. Misch CE. *Implantología contemporánea.* 3a ed. Madrid: Elsevier; 2003.
5. Att W, Bernhart J, Strub JR. Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11 Suppl):60-73. DOI: 10.1016/j.joms.2009.07.007.
6. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(Suppl 1):2-9. DOI: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.
7. Kim K-S, Kim Y-L, Bae J-M, Cho H-W. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):976-84.
8. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):776-81.
9. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):539-42.
10. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):465-75. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2000.011005465.x.
11. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):9-21. DOI: 10.1016/S0022-3913(13)60004-9.
12. Lopes A, Maló P, de Araújo Nobre M, Sánchez-Fernández E, Gravito I. The NobelGuide® All-on-4® Treatment Concept for rehabilitation of edentulous jaws: A retrospective report on the 7-years clinical and 5-years radiographic outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(2):233-44. DOI: 10.1111/cid.12456.
13. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):227-32. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2007.01472.x
14. Aguilar JI, Latorre CF, Villarraga O JA. Evaluación de la micro-deformación de la zona maxilar anterior con regeneración. *Análisis de elementos finitos. Odontol Sanmarquina.* 2019;22(2):110-7.
15. Arenas-Chavarria MA, Giraldo-Gómez SD, Latorre CF, Villarraga-Ossa JA. Evaluación del comportamiento del sistema de ajuste locator asociado con una prótesis parcial removible, análisis de elementos finitos. *Rev Estomatol.* 2017;25(2):10-6.
16. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mat Sci Eng.* 1998;243(1-2):231-6. DOI: 10.1016/S0921-5093(97)00806-X
17. Esquivel J. *Dental Implants.* In: Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials 11ª ed.* España: Elsevier; 2004.
18. Black J, Hastings G. En: *Handbook of Biomaterial Properties.* USA: Ed. Springer; 1998. pp. 167-78.
19. Cardona EC, Escobar JC, Latorre CF, Villarraga OJA. Evaluación del comportamiento de dos sistemas de ajustes uniendo diente e implante asociados con una prótesis parcial removible con extensión distal: análisis de elementos finitos. *Int J Odontostomat.* 2017;11(3):353-62.
20. Kurniawan D. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(9):1090-6. DOI: 10.1016/j.ijom.2011.12.026.
21. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):648-57. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x.
22. Kayabaşı O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw.* 2006;37(10):649-58. DOI: 10.1016/j.advengsoft.2006.02.004.

23. Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-82. DOI: 10.1016/s0300-5712(02)00065-9.
24. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Krennmair S, Piehslinger E. Clinical outcome and peri-implant findings of four-implant-supported distal cantilevered fixed mandibular prostheses: five-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(3):831-40. DOI: 10.11607/jomi.3024.
25. Krennmair S, Weinländer M, Malek M, Forstner T, Krennmair G, Stimmelmayer M. Mandibular full-arch fixed prostheses supported on 4 implants with either axial or tilted distal implants: A 3-year prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(6):1119-33. DOI: 10.1111/cid.12419.
26. Zheng X, Li X, Tang Z, Gong L, Wang D. Effect of the number and inclination of implant on stress distribution for mandibular full-arch fixed prosthesis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2014;49(6):339-42.
27. Ferreira MB, Barão VAR, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;35:92-9. DOI: 10.1016/j.msec.2013.10.022.
28. Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, et al. Effect of Framework in an implant-supported full-arch fixed prosthesis: 3D finite element analysis. *Int J Prosthodont.* 2015;28(6):627-30. DOI: 10.11607/ijp.4345.
29. Drago C. Ratios of cantilever lengths and anterior-posterior spreads of definitive hybrid full-arch, screw-retained prostheses: Results of a clinical study. *J Prosthodont.* 2018;27(5):402-8. DOI: 10.1111/jopr.12519.
30. Babbush CA, Kanawati A, Kotsakis GA. Marginal bone stability around tapered, platform-shifted implants placed with an immediately loaded four-implant-supported fixed prosthetic concept: A cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(3):643-50. DOI: 10.11607/jomi.4354.
31. Hopp M, de Araujo Nobre M, Maló P. Comparison of marginal bone loss and implant success between axial and tilted implants in maxillary All-on-4 treatment concept rehabilitations after 5 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(5):849-59. DOI: 10.1111/cid.12526.
32. Maló P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Botto J. The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A longitudinal study with 10 to 18 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(4):565-77. DOI: 10.1111/cid.12769.
33. Maló P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Nunes M. The All-on-4 concept for full-arch rehabilitation of the edentulous maxillae: A longitudinal study with 5-13 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(4):538-49. DOI: 10.1111/cid.12771.
34. Maló P, Lopes A, de Araujo Nobre M, Ferro A. Immediate function dental implants inserted with less than 30N. cm of torque in full-arch maxillary rehabilitations using the All-on-4 concept: retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(8):1079-85. DOI: 10.1016/j.ijom.2018.04.008.

