

# Evaluación del comportamiento biomecánico de dos diseños protésicos implantosoportados. Análisis de elementos finitos

*Evaluation of the biomechanical behavior of two supported implant prosthetic designs. Finite element analysis*

*Avaliação do comportamento biomecânico de dois desenhos de próteses implantosustentadas. Análise de elementos finitos*

Federico Latorre Correa<sup>1</sup>  
Junes Abdul Villarraga Ossa<sup>2</sup>  
Diego Medina<sup>3</sup>

**Recibido:** 3 de abril de 2021

**Aprobado:** 2 de agosto de 2021

**Publicado:** 6 de septiembre de 2021

**Cómo citar este artículo:**

atorre-Correa F, Villarraga-Ossa J, Medina D. Evaluación del comportamiento biomecánico de dos diseños protésicos implantosoportados. Análisis de elementos finitos. Revista Nacional de Odontología. (2021); 17(1), 1-14. doi: <https://doi.org/10.16925/2357-4607.2021.01.05>

---

Artículo de investigación. <https://doi.org/10.16925/2357-4607.2021.01.05>

<sup>1</sup> Universidad de Antioquia, Facultad de Odontología, Medellín, Colombia.

Correo electrónico: Federico.latorre@udea.edu.co

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4432-3584>

<sup>2</sup> Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7893-5362>

<sup>3</sup> Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9097-6901>

## Resumen

*Introducción:* existen alternativas de rehabilitación fijas como removibles, sin embargo, hay pocos estudios disponibles que analizan el comportamiento biomecánico de estas prótesis con un control de las variables biológicas como tipo de hueso, ubicación y tipo de implantes. El objetivo de este estudio fue analizar el comportamiento biomecánico de dos diseños de prótesis mandibulares soportadas en cuatro implantes y las zonas biológicas adyacentes.

*Materiales y métodos:* se realizó la modelación de dos diseños protésicos mandibulares sobre 4 implantes Zimmer TSV (Zimmer Biomet) en un hueso con características D2 (Misch) asumiendo un porcentaje de oseo-integración del 75 %. El primer diseño fue una sobredentadura (OD) con una barra interna de refuerzo en CrCo, retenida con ajustes Locator (Zest Anchors), el segundo diseño fue una prótesis híbrida (HP) metal-acrítica en la que en lugar de utilizar la barra CAD/CAM ferulizando los implantes, se diseñó una barra interna de refuerzo en CrCo, la carga aplicada en cada modelo fue de 400N distribuidos en toda la prótesis.

*Resultados:* los esfuerzos se concentraron principalmente en la porción crestral del hueso periimplantar en ambos diseños, los esfuerzos en la porción trabecular fueron mínimos, en el hueso periimplantar el mayor esfuerzo se presentó en OD 20,643 MPa, en el diseño HP 11,823 MPa, los esfuerzos en los implantes fueron mayores en HP 67.8 MPa que en OD 52,613 y en la prótesis el mayor esfuerzo se presentó en HP, 56,046 MPa comparado con 41,518 MPa en OD.

*Conclusiones:* el funcionamiento de los diseños no es igual y transmiten esfuerzos diferentes, pero ninguno de los dos comprometió las estructuras biológicas ni protésicas analizadas.

**Palabras clave:** sobredentadura, prótesis híbrida, análisis de elementos finitos.

## Abstract

*Introduction:* problem statement: different alternatives as fixed and removable rehabilitation exist. However, there are few studies available that analyze the behavior of these prostheses with control of the biological variables such as bone type, location, and type of implants. The objective of this study was to analyze the biomechanical behavior of two mandibular prosthesis designs supported on four implants and the adjacent biological zones.

*Materials and methods:* two mandibular prosthetic designs were modeled on 4 Zimmer TSV implants (Zimmer Biomet) in a bone with type D2 characteristics (Misch) assuming a 75 % osseointegration. The first design was an overdenture (OD) with an internal CrCo reinforcing bar, retained with Locator adjustments (Zest Anchors), the second design was a metal-acrylic hybrid (HP) prosthesis in which instead of using the CAD bar / CAM splinting the implants, an internal reinforcing bar was designed in CrCo, the load applied in each model was 400N distributed throughout the prosthesis.

*Results:* the efforts were concentrated mainly in the crestal portion of the peri-implant bone in both designs, the efforts in the trabecular portion were minimal, in the peri-implant bone the greatest effort was presented in OD 20,643 MPa, in the HP design was 11,823 MPa, the efforts in implants were 67.8 MPa, greater in HP than in OD 52,613 and in the prosthesis the greatest effort was presented in HP; (56,046 MPa compared to 41,518 MPa in OD).

*Conclusions:* the functioning of the designs is not the same and they transmit different stresses, but neither of them compromises the biological or prosthetic structures evaluated.

**Key words:** overdenture, hybrid prostheses, finite element analysis.

## Resumo

**Introdução:** existem alternativas de reabilitação fixas e removíveis, porém, são poucos os estudos disponíveis que analisam o comportamento biomecânico dessas próteses com controle de variáveis biológicas como tipo ósseo, localização e tipo de implantes. O objetivo deste estudo foi analisar o comportamento biomecânico de dois desenhos de próteses mandibulares apoiadas em quatro implantes e as zonas biológicas adjacentes.

**Materiais e métodos:** Dois desenhos protéticos mandibulares foram modelados em 4 implantes Zimmer TSV (Zimmer Biomet) em um osso com características D2 (Misch) assumindo uma porcentagem de osseointegração de 75%. O primeiro desenho foi uma overdenture (OD) com uma barra de reforço interna em CrCo, retida com ajustes Locator (Zest Anchors), o segundo desenho foi uma prótese híbrida metal-acrílica (HP) em que ao invés de usar a barra CAD / CAM splint dos implantes, foi projetada uma barra interna de reforço em CrCo, a carga aplicada em cada modelo foi de 400N distribuída por toda a prótese.

**Resultados:** os esforços concentraram-se principalmente na porção crestal do osso peri-implantar em ambos os desenhos, os esforços na porção trabecular foram mínimos, no osso peri-implantar o maior esforço ocorreu na DO 20,643 MPa, no desenho HP 11,823 MPa, os esforços nos implantes foram maiores em HP 67,8 MPa do que em OD 52.613 e na prótese o maior estresse foi apresentado em HP, 56.046 MPa comparado a 41.518 MPa em OD.

**Conclusões:** o funcionamento dos desenhos não é o mesmo e transmitem forças diferentes, mas nenhum deles comprometeu as estruturas biológicas ou protéticas analisadas.

**Palavras-chave:** overdenture, prótese híbrida, análise de elementos finitos.

## 1. Introducción

La pérdida dentaria ocasionada por factores como el trauma dentoalveolar, caries o la enfermedad periodontal requieren de la recuperación de la función y estética y una alternativa es la rehabilitación del paciente edéntulo con implantes dentales, realizándose prótesis tanto de tipo removible como fija. En la mandíbula es importante el uso de implantes debido a que la lengua y las inserciones musculares dificultan la estabilidad de una prótesis convencional mucosoportada, pero la posibilidad de usar implantes dentales depende de la disponibilidad, cantidad y calidad ósea (1,2). Aunque existen estudios que analizan el comportamiento mecánico de las prótesis híbridas y sobredentaduras, con variables como número y tipo de implantes, ubicación, ferulización, tipo de retención y distribución de esfuerzos (3-8), los estudios que analizan prótesis fijas y removibles en las mismas condiciones óseas y el mismo número y ubicación de los implantes son escasos. Por lo tanto, no es claro la diferencia en el comportamiento mecánico de estos dos diseños que determine consideraciones mecánicas que afecten la decisión. El porcentaje de oseointegración de los implantes, en términos de contacto hueso-implante (BIC) es un factor que se asume en el 100 por ciento en los estudios, pero este porcentaje no es real en la clínica (9,10). Para la confección de las prótesis híbridas se ha recomendado la ferulización de los

implantes, mediante una barra colada o fresada, que da soporte, estabilidad y retención a la prótesis. Sin embargo, cuando se efectúan protocolos de carga inmediata, se realiza sin ferulización de los mismos y cuando se usa sobredentadura, en general no se ferulizan los implantes y existe discusión acerca del efecto que podría tener en el hueso alrededor de cada implante sin ferulización.

La sobredentadura es una prótesis total convencional en la que el grosor del material suele sufrir fallas por fractura (8), por lo que el uso de un refuerzo contribuye a disminuir la deformación de la prótesis (11). El propósito de este estudio fue analizar los esfuerzos en los implantes y en el hueso periimplantar sobre dos diseños protésicos diferentes, uno removible implanto mucosoportado y el otro fijo, implantosoportado, para comprender las diferencias mecánicas y sus posibles consecuencias biológicas.

## 2. Materiales y métodos

Se realizó un modelo de cuerpo mandibular en donde se diferenciaron hueso cortical de 2 mm de espesor y hueso trabecular característicos tipo D2 (Misch) y la encía, las propiedades mecánicas fueron las de un material transversal isotrópico, estas características se asemeja más a la naturaleza, debido a que las propiedades del hueso son diferentes en 3 direcciones perpendiculares entre sí (tabla 1), lo que significa que el modelo se comportara diferente de acuerdo a la dirección en la cual se aplique la fuerza. Modelar el hueso con estas características, aumenta la confiabilidad del mismo. Además, se realizó alrededor del implante 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 la oseointegración del 75 %, el modelo del implante fue el Zimmer® Tapered Screw-Vent®, Carlsbad,CA, USA, con longitud de 13 mm, diámetro de 3.7 mm y plataforma de 3.5 mm.

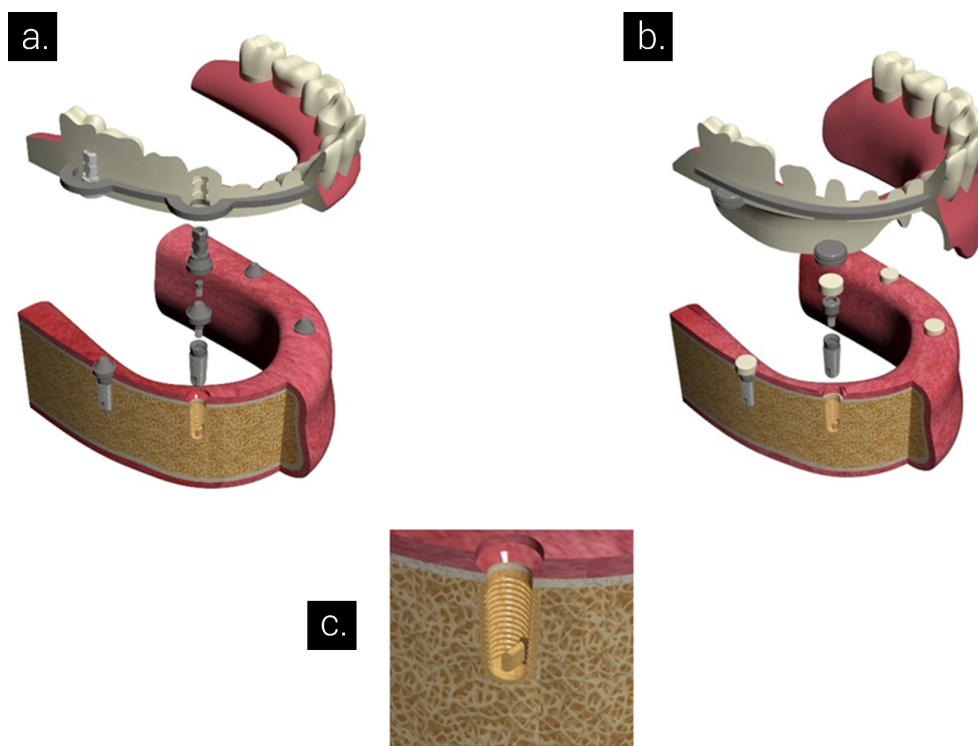
**Tabla 1.** Propiedades mecánicas del hueso ortotrópico Mpa.

<b>Propiedades mecánicas</b>	<b>Hueso cortical (12)</b>	<b>Hueso cortical periimplantar (12)</b>	<b>Hueso trabecular (12)</b>	<b>Hueso trabecular periimplantar (12)</b>	
Módulo elástico E	Ex	10640	9450	1148	861
	Ey	13490	9450	390	157.5
	Ez	19600	14,550	942	861
Coeficiente de Poisson V	Vxy	0.1	0.3	0.1	0.05
	Vxz	0.115	0.253	0.295	0.32

**Fuente:** elaboración propia

En el caso de la prótesis híbrida (HP) se diseñaron aditamentos intermedios rectos del sistema Zimmer® revitaliZe, con un diámetro de 3.5 mm en la conexión y una altura del tejido blando de 2mm, sus respectivos pilares y la barra de refuerzo.

Para la sobredentadura (OD) se diseñaron los pilares Locator® con diámetro de 3.5 mm en la conexión a la plataforma del implante, 3.86 mm de diámetro por 1.78 mm altura en su parte activa y altura del tejido blando de 2.5 mm, se modelaron también los componentes de nylon del sistema Locator® y los respectivos housing, cuyas medidas son 2.35 mm de altura y 5.45 mm de diámetro. Con respecto al tamaño de la barra tanto en la prótesis híbrida (HP) como en la sobredentadura (OD), se tomó un tamaño de 4 mm de alto(ginivivo-oclusal) por 1.8 mm de ancho (vestíbulo-lingual), también se diseñó el acrílico de las bases protésicas y de los dientes (figura 1).



**Figura 1.** Imágenes renderizadas de los diseños protésicos **a.** prótesis híbrida metal-acrítica (HP), se observan implantes, pilares transmucosos, pilares rectos con el respectivo tornillo y la porción acrílica con barra de refuerzo y dientes. **b.** Acercamiento al hueso periimplantar donde se diferencia la zona de transición que se diseñó para simular la oseointegración del 75 %. **c.** Sobredentadura (OD), se observan implantes, pilares Locator®, con el respectivo nylon y housing más arriba, la prótesis con la barra de refuerzo

Fuente: elaboración propia

Para el modelado geométrico tridimensional, se utilizó el software CAD de SolidWorks (SolidWorks, SolidWorks Corp, Concord, MA, USA). SolidWorks es un programa de diseño asistido por computador (CAD) para modelado mecánico que corre bajo el sistema operativo Microsoft Windows y es desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp, una subsidiaria de Dassault Systèmes (Suresnes, Francia).

Condiciones de borde:

Para la simulación se restringieron los desplazamientos y las rotaciones para hueso cortical, esponjoso y encía en la superficie del plano de corte de la mandíbula, es decir en la porción más distal del modelo. El contacto empleado para todos los elementos fue tipo bonded y la carga aplicada fue de 400 N<sup>9</sup>, distribuida por toda la prótesis con dirección axial en los dientes posteriores y oblicua en sentido buco-lingual a 45° en los dientes anteriores. Cada diente estuvo sometido a 28.5 N en un área aproximada de 4 mm<sup>2</sup>.

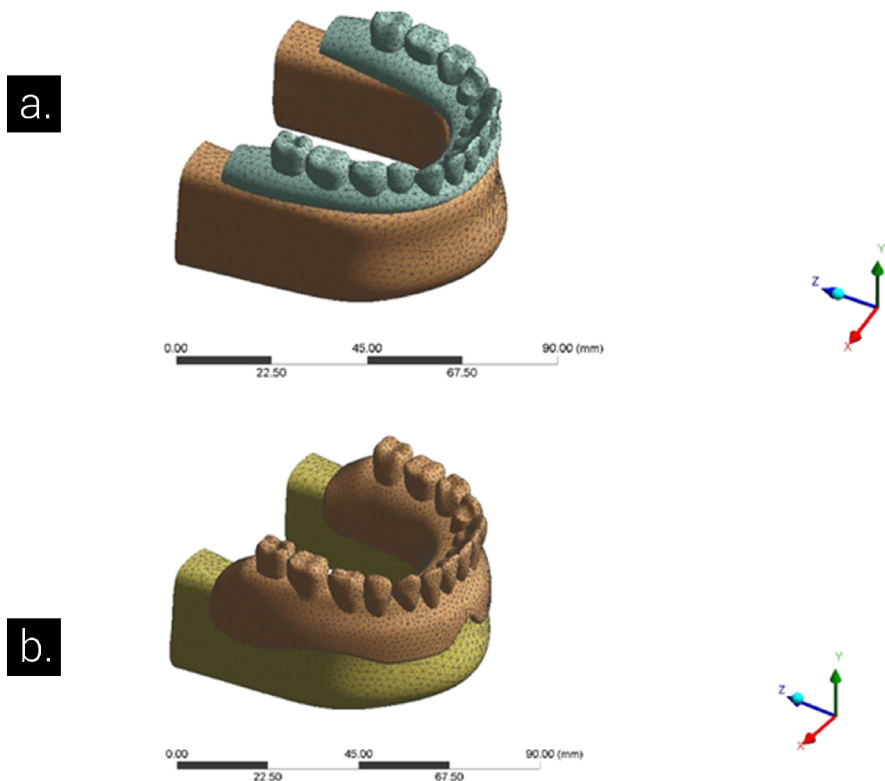
En el proceso de enmallado se utilizaron elementos tetraédricos de 10 nodos (TET10), distribuidos como muestra la tabla 2 y la figura 2.

Para obtener los valores de deformación, el esfuerzo y el desplazamiento, mediante el modelo, se utilizaron las constantes elásticas, modelo elástico de Young y la razón o coeficiente de Poisson para cada material (tabla 3).

**Tabla 2. Elementos tetraédricos de 10 nodos (TET10).**

<b>Diseño</b>	<b>Elementos</b>	<b>Nodos</b>
Prótesis híbrida HP	1744125	2550747
Sobredentadura OD	2016297	2955296

**Fuente:** elaboración propia



**Figura 2.** a. Protésis híbrida (HP). b. Sobredentadura (OD).  
Fuente: elaboración propia

**Tabla 3.** Propiedades mecánicas de los materiales isotrópicos.

Material	Módulo elástico E	Coefficiente de Poisson V	Límite de fluencia
Encía (14)	19,6	0,30	
Implante titanio (13,14,15)	110.000	0,33	800
tornillo titanio (13,14,15)	110.000	0,33	800
Pilar cónico titanio (13,14,15)	110.000	0,33	800
Pilar Locator® titanio (16)	110.000	0,33	800
Nylon Locator® (16)	2,400	0,35	45
Housing Locator® titanio (16)	110.000	0,33	800
Estructura Metálica cromo cobalto CrCo (16)	224,000	0,33	710
Resina acrílica bases protésicas (16)	8.300	0,28	70
Resina acrílica de diente (16)	4,100	0,35	70

Fuente: elaboración propia

## 4. Resultados

Las simulaciones mostraron los esfuerzos y deformaciones máximos en escala von Mises para cada modelo donde se observó la concentración en la porción crestal del implante en el hueso cortical de la zona de transición, los esfuerzos en los componentes protésicos fueron mayores en HP. Sin embargo, los esfuerzos presentes en el hueso periimplantar son menores que los obtenidos en el diseño OD. Los resultados de esfuerzos y deformaciones máximas se muestran en la tabla 4.

**Tabla 4.** Esfuerzo y deformación máxima en los diferentes diseños (MPa).

Diseño	Hueso	Implantes	Barra	Prótesis
Prótesis híbrida	11,823	67,8	21,973	56,046
Sobredentadura	20,643	52,613	14,536	41,518

**Fuente:** elaboración propia

De acuerdo con la característica transversal isotrópica del hueso, los valores máximos de esfuerzos se presentaron en escala von Mises y las deformaciones como deformación elástica equivalente, lo cual corresponde a la sumatoria de los esfuerzos y deformaciones en todas las direcciones. La tabla 5 muestra los valores máximos de deformación en el hueso periimplantar.

**Tabla 5.** Deformación máxima en el hueso periimplantar en microstrain ( $\mu\epsilon$ ).

Prótesis híbrida	6085
Sobredentadura	6276

**Fuente:** elaboración propia

La tabla 6 muestra el factor de seguridad, este hace referencia al número de veces adicionales que el material puede soportar la carga antes de fallar y se calcula dividiendo el límite de fluencia del material sobre el esfuerzo máximo en el mismo.



**Tabla 6. Factor de seguridad. (número de veces).**

Material	Prótesis híbrida	Sobredentadura
Hueso periimplantar	7.6	4.3
Implantes (Ti)	11.7	15.2
Barras (CoCr)	31.8	48.1
Prótesis (PMMA)	1.2	1.6

**Fuente:** elaboración propia

## 4. Discusión

Los diseños propuestos en este estudio buscaron evaluar y describir el comportamiento mecánico en el hueso periimplantar de un dispositivo fijo y uno removible en las mismas condiciones biológicas con el fin de obtener información que contribuya a entender mejor la biomecánica de estas alternativas de tratamiento

La mayoría de los estudios de análisis de elementos finitos crean modelos en los que el contacto del hueso implante es del 100 % donde las propiedades mecánicas del hueso son de un material isotrópico, lo cual no es correspondiente con la realidad. Este estudio buscó obtener resultados más confiables basándose en la construcción de un modelo refinado en todas sus propiedades. Para este fin, este estudio se basó en la técnica propuesta por Kurniawan (12) ya descrita previamente en la metodología.

Los resultados de este estudio mostraron que cuando se comparó la prótesis fija vs la removible, la prótesis fija distribuyó mejor los esfuerzos en el hueso periimplantar, inclusive considerando que no estaban ferulizados, sin embargo, los esfuerzos en los implantes y la prótesis en este diseño son mayores que los que se presentan en la sobredentadura. Esto puede deberse a que la resiliencia de los aditamentos de retención de la sobredentadura y del soporte mucoso contribuyeron a la disminución de las cargas sobre los implantes, absorbiendo una porción de los esfuerzos en partes como el nylon, el housing, mucosa y hueso periimplantar, aunque esta misma resiliencia por el rango de movimiento que permiten los aditamentos a la prótesis fue la causa de que este diseño presento esfuerzos mayores sobre el hueso. Esta hipótesis concuerda con lo encontrado por Tanino et al. (17) el cual reportó que la utilización de ajustes resilientes, disminuye el esfuerzo en los componentes protésicos pero lo aumentaba en la porción ósea cortical. Barão et al. (18) en el 2013 encontró resultados similares a los reportados en este estudio comparando sobredentaduras con prótesis fijas, donde los esfuerzos en el hueso en las sobredentaduras con retenedores resilientes eran levemente mayores que los provocados por la prótesis fija, aunque existía

una diferencia en la distribución de esfuerzos a favor de la prótesis fija, esta no era marcada. Este estudio mostró que las diferencias en la distribución de esfuerzos son más evidentes en los componentes protésicos que en el hueso periimplantar.

El racionamiento científico para la utilización de una barra de refuerzo en la HP, está basado en la hipótesis de que esta barra puede dar la rigidez suficiente a la prótesis para que se comporte similar a una férula para los implantes, lo cual ha mostrado que contribuye a una mejor distribución de los esfuerzos en el hueso (4,5,19). Aunque Alvarez et al. (20), en un estudio de MEF, reportó mejor distribución de esfuerzos al utilizar una estructura dividida en tramos que una estructura de una sola pieza ferulizando los implantes, diferente a lo que se reporta en la mayoría de los estudios.

Kasani R et al. (21) en el 2019, encontraron diferencias entre tres y cinco implantes para sobredentadura, sin embargo, los esfuerzos encontrados fueron bajos para el sistema, resultados que se correlacionan con nuestro estudio, donde los valores no comprometen las estructuras mecánicas ni biológicas. La elección de ajustes para la sobredentadura, depende de variables, como espacio, retención, presión sobre la mucosa, resiliencia, sin embargo, el uso de locator se escoge por una buena retención, como lo muestra estudios como el de Ramadan et al. (22). El objetivo de la barra en la OD fue brindar resistencia al material y tener unas condiciones protésicas similares al modelo HP, para facilitar la comparación e interpretación de los resultados. El uso de cuatro implantes para OD, corresponde a recomendaciones encontradas en la revisión sistemática de Di Francesco et al. (23), en el 2019, donde la tendencia es colocar al menos cuatro implantes, ferulizados o no, para asegurar una buena sobrevivencia de los implantes, aunque la relación entre la calidad de vida, número de implantes requeridos y soporte de la sobredentadura no fue explicada.

La decisión de poner cuatro implantes para un prótesis implantosoportada fija, corresponde a variables como cantidad y calidad ósea, distribución anteroposterior de los implantes, disminuir costos biológicos y económicos y simplificar el modelo según estudios como el de Hoop et al. (24), que son retrospectivos, donde encontraron buenos resultados a 36 meses y cinco años con diseños *all four*, igual que el grupo de Maló P et al. (25-27) que encontraron en sus estudios resultados y porcentajes que indican que la técnica *all four* es predecible, que va en concordancia con este estudio de evaluación de los esfuerzos, donde muestra buenos resultados en el análisis de las deformaciones y fuerzas sobre todas las estructuras.

Los resultados del presente estudio mostraron que el uso de estos diseños protésicos no comprometieron la estabilidad biológica del hueso periimplantar en términos de sobrecarga, ya que los valores presentados de deformación máxima estuvieron dentro del rango fisiológico (28,29) y esto concuerda con lo encontrado

por Quirynen et al. (30) en el 2005 en un estudio clínico con 10 años de seguimiento donde reporto que tanto la prótesis híbrida como la sobredentadura implantosoportada fueron una alternativa de tratamiento confiable a largo plazo.

## 5. Conclusiones

Con las limitaciones de este estudio, debido a que son condiciones especiales y no se pueden considerar directamente para su recomendación clínica, se plantearon las siguientes conclusiones:

En la prótesis fija implantosoportada se presentaron mayores esfuerzos sobre los implantes y componentes protésicos que en el hueso periimplantar.

La prótesis implantomucosoportada presentó más esfuerzo en el hueso que sobre los implantes y componentes protésicos.

Aunque el funcionamiento de los diseños fue diferente y transmitieron esfuerzos no similares, ninguno de los dos comprometió las estructuras biológicas ni protésicas investigadas.

## 6. Conflicto de intereses

Los autores informan no tener ningún conflicto de interés.

## Referencias

1. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: Consensus and controversy. *J Prosthodont*. 2000; 9(1):37–46. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.2000.00037.x>.
2. Sun X, Zhai J-J, Liao J, Teng M-H, Tian A, Liang X. Masticatory efficiency and oral health-related quality of life with implant-retained mandibular overdentures. *Saudi Med J*. 2014; 35(10):1195–202.
3. Cicci M, Cervino G, Bramanti E, Lauritano F, Gudice G Lo, Scappaticci L, et al. FEM analysis of mandibular prosthetic overdenture supported by dental implants: Evaluation of different retention methods. *Comput Math Methods Med*. 2015; 2015:943839. doi: <https://doi.org/10.1155/2015/943839>.

- 12 Evaluación del comportamiento biomecánico de dos diseños protésicos implantosoportados. Análisis de elementos finitos
4. Ferreira MB, Barão VA, 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*. 2014; 35(1):92–9. doi: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.10.022>.
  5. Coelho LFB, Broilo JR, Sartori EA, Mariano LOH, Geremia T, Barcellos L, et al. Stress Distribution Study Using the Finite Element Method in Three Different Implant-Supported Fixed Complete-Arch Mandibular Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016; 29(3):299–302. doi: <https://doi.org/10.11607/ijp.4427>.
  6. Weinländer M, Piehslinger E, Krennmair G. Removable implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible: five-year results of different prosthetic anchorage concepts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(3):589–97.
  7. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni W V. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(3):515–21. doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.003>.
  8. Nischal K, Chowdhary R. Early loaded single implant reinforced mandibular overdenture. *Case Rep Dent*. 2016;2016. doi: <https://doi.org/10.1155/2016/4213753>.
  9. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent*. 2002; 30(7–8):271–82. doi: [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00065-9](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00065-9).
  10. Schenk RK, Buser D. Osseointegration : a reality. *Periodontol 2000*. 1998; 17:22–35. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.1998.tb00120.x>.
  11. Takahashi T, Gonda T, Maeda Y. Effects of Reinforcement on Denture Strain in Maxillary Implant Overdentures: An In Vitro Study Under Various Implant Configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016; 31(6):e162–e167. doi: <https://doi.org/10.11607/jomi.4711>.
  12. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: Refinement through featuring various osseointegration conditions. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012; 41(9):1090–6. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.12.026>.
  13. Niinomi N. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A Struct Mater*. 1998; 15,243(1–2), 231–6.

14. Rodríguez-Lopez MA, Giraldo-Gómez SD, Latorre-Correa F, Villarraga-Ossa JA, Diossa-Peña JG. Evaluación de la distribución de esfuerzos de una restauración inmediata implantosoportada en tres fases de cicatrización. Análisis de elementos finitos. *Rev Nac Odontol.* 2019; 15(28):1-15. doi: <https://doi.org/10.16925/2357-4607.2019.01.06>
15. Lin D., Li O., Li W., Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mat.* 2009; 2:410-432 doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.11.007>.
16. Arenas-Chavarria MA, Giraldo-Gómez SD, Latorre-Correa F, 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):10-16. doi: <https://doi.org/10.25100/re.v25i2.6485>
17. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(2):193-8.
18. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible - A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013; 46(7):1312-20. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.008>.
19. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(1):28-33. doi: [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70084-](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70084-)
20. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3):508-14. doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.004>.
21. Kasani R, Rama SAP, Dommeti VK, Merdji A, Biswas JK, Roy S. Stress distribution of overdenture using odd number implants - A Finite Element Study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 98:369-382. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.06.030>.
22. Ramadan Rania E, Mohamed FS. Retention of mandibular implant-retained overdentures with two different attachment : An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2020; 123(5):738e1-738e6. doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.009>.

23. Di Francesco F, De Marco G, Gironi Carnevale UA, Lanza M, Lanza. The number of implants required to support a maxillary overdenture: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res.* 2019;63(1):15-24. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2018.08.006>.
24. Hopp M, de Araujo Nobre M, Malo 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):849-859. doi: <https://doi.org/10.1111/cid.12526>.
25. 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):565-577. doi: <https://doi.org/10.1111/cid.12769>.
26. 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):538-549. doi: <https://doi.org/10.1111/cid.12771>
27. 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):1079-1085. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.04.008>.
28. Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants - is there a problem? *J Oral Rehabil.* 2012; 39(7):522-37. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2012.02305.x>.
29. Cano- sanchez, J.; Campo- Trapero J. S-GJ. B-M a. Mecanobiología de los huesos maxilares. II. Remodelación ósea. *Av En Odontoestomatología.* 2008; 24(2):177-86.
30. Quirynen M, Pauwels M, Van Steenberghe D, Quirynen M, Alsaadi G, Naert I, et al. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16(3):277-87. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01127.x>.