



Facultad De Ciencias De La Salud

Tema:

Comportamiento Biomecánico De Una Prótesis Sobre Implantes Cortos En Maxilares
Atróficos Mediante Elementos Finitos

**Trabajo De Titulación Para La Obtención Del Título De Especialista En Rehabilitación
Oral Y Prótesis Implanto Asistida**

Presentado Por:

Constante Cobo Ana María

Tutor:

Dra. Gabriela Balarezo

Quito, Julio de 2026

Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

Constante Cobo Ana María

1804260048

Índice

Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos	2
Índice.....	3
Índice De Figuras.....	4
Índice De Tablas.	5
Agradecimientos	6
Dedicatoria.....	7
Resumen.....	8
Abstract	9
Introducción	10
Metodología	11
Diseño del Estudio	11
Delimitación y alcance del estudio.....	12
Población y Muestra.....	13
Procedimiento.....	16
Mallado del modelo.....	18
Definición de materiales.....	21
Condiciones de carga y simulación.....	24
Hallazgos.....	26
Discusión.....	31
Limitaciones del estudio y trabajos futuros.....	32
Conclusiones	35
Referencias.....	37

Índice De Figuras.

Figura 1 Modelo tridimensional del maxilar superior edéntulo con atrofia ósea severa.	14
Figura 2 Modelo tridimensional del sistema protésico implantoportado ensamblado sobre maxilar edéntulo refinado.	15
Figura 3 Modelo tridimensional refinado del maxilar edéntulo obtenido a partir de tomografía computarizada.	16
Figura 4 Modelo ensamblado del sistema hueso-implante-prótesis con visualización del tornillo de fijación y la disposición de los implantes.	18
Figura 5 Gráfica de convergencia de malla según el esfuerzo de Von Mises en función del número de simulaciones.	20
Figura 6 Visualización del modelo tridimensional completamente mallado, incluyendo el tornillo, los implantes y la prótesis ensamblada sobre el maxilar edéntulo.	21
Figura 7 Modelo tridimensional ensamblado y listo para simulación, con vista de corte transversal.	24
Figura 8 Mapas de esfuerzo de Von Mises para las tres simulaciones: función canina (93 N), función de grupo (200 N) y sobrecarga funcional (500 N).	28
Figura 9 Mapa de desplazamiento horizontal (eje X) bajo carga funcional. Valor máximo: $9,454 \times 10^{-4}$ mm.	30

Índice De Tablas

Tabla 1 Estudio de convergencia de malla en función del número de nodos y el esfuerzo de Von Mises.	19
Tabla 2 Propiedades mecánicas asignadas a los materiales en el modelo de elementos finitos	23
Tabla 3 Resumen de las condiciones de carga y ambientales aplicadas en las simulaciones.	25
Tabla 4 Resultados obtenidos de esfuerzo de Von Mises y deformación por escenario de carga.	27

Agradecimientos

Mi más profundo agradecimiento a las personas e instituciones que, con su invaluable apoyo y guía, hicieron posible la culminación de la presente tesis y de mi formación académica.

En primer lugar, mi gratitud se dirige a mi director de carrera, por su símbolo de orientación, su inestimable paciencia y su fe constante. Su confianza fue un motor fundamental para seguir adelante.

A mi director/tutor de tesis, cuya experiencia y rigor académico fueron importantes para la culminación de este trabajo, y a todos los docentes que formaron parte de nuevas enseñanzas.

Extiendo mi reconocimiento al Hospital Militar, por facilitar recursos y demostrando un compromiso vital con la formación profesional.

Finalmente, dedico una mención especial y mi eterna gratitud a mis padres, por su amor incondicional y por haberme inculcado el valor de la perseverancia, sin el cual este logro no habría sido posible, a mi hermana por su apoyo constante

Agradezco a mi compañero de vida, por su compañía y apoyo. Y, sobre todo, a ese tesoro que llegó a mí, mi hijo. Él es la razón principal y la fuerza que me impulsa cada día a continuar y a superarme.

A todos ellos, gracias por su invaluable contribución y por hacer de un nuevo sueño una realidad.

Dedicatoria

A mi hijo David Emilio.

Eres la razón de mi esfuerzo y mi mayor recompensa. Todo lo que hago, lo hago por ti y para ti, te mereces lo mejor.

Con amor infinito...

COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UNA PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES CORTOS EN MAXILARES ATRÓFICOS MEDIANTE ELEMENTOS

Ana María Constante Cobo

anibru19@hotmail.com

Universidad Hemisferios

Resumen

Introducción: La rehabilitación oral mediante implantes en maxilares atróficos representa un desafío clínico relevante debido a la limitada disponibilidad ósea posterior y a las condiciones biomecánicas comprometidas. El protocolo All-on-4, que combina implantes cortos e inclinados, ha sido propuesto como alternativa funcional y mínimamente invasiva para estos casos. **Objetivo:** Analizar el comportamiento biomecánico de una prótesis fija implantosoportada sobre implantes cortos en un maxilar superior con atrofia severa, mediante simulación computacional por elementos finitos (FEM), bajo distintos escenarios de carga oclusal. **Metodología:** Se generó un modelo tridimensional anatómico de maxilar edéntulo a partir de tomografía computarizada, sobre el cual se posicionaron cuatro implantes cortos (4.5×7.5 mm), dos anteriores rectos y dos posteriores inclinados a 30° , siguiendo el protocolo All-on-4. Se aplicaron tres condiciones de carga oblicua (93 N, 200 N y 500 N) para representar distintos escenarios masticatorios. Se evaluaron los esfuerzos equivalentes de Von Mises, desplazamientos y deformaciones en hueso cortical, trabecular e implantes.

Resultados: Las zonas de mayor concentración de tensiones se localizaron en los implantes posteriores inclinados, especialmente en regiones con menor volumen óseo. La sobrecarga funcional generó los valores más elevados de esfuerzo y deformación,

confirmando que la inclinación del implante y la calidad del hueso influyen significativamente en la respuesta biomecánica del sistema. Conclusión: El protocolo All-on-4 en maxilares atróficos presenta zonas críticas de tensión que deben ser consideradas en la planificación del tratamiento. El análisis por elementos finitos se consolida como herramienta predictiva para optimizar la biomecánica de rehabilitaciones orales complejas, favoreciendo resultados clínicos más seguros y duraderos.

Palabras clave: ATROFIA ALVEOLAR, IMPLANTES DENTALES, PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA, BIOMECÁNICA, MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, MAXILAR SUPERIOR

Abstract

Introduction: Oral rehabilitation with implants in atrophic maxillae represents a significant clinical challenge due to limited posterior bone availability and compromised biomechanical conditions. The All-on-4 protocol, which combines short and tilted implants, has been proposed as a functional and minimally invasive alternative for such cases.

Objective: To analyze the biomechanical behavior of a fixed implant-supported prosthesis using short implants in a severely atrophic maxilla through finite element analysis (FEA) under different occlusal loading scenarios. **Methodology:** A three-dimensional anatomical model of an edentulous maxilla was generated from computed tomography data. Four short implants (4.5×7.5 mm) were positioned—two anterior straight and two posteriors tilted at 30° , following the All-on-4 protocol. Three oblique loading conditions (93 N, 200 N, and 500 N) were applied to simulate different masticatory scenarios. Von Mises stress, displacements, and deformations were evaluated in cortical bone, trabecular bone, and implants.

Results: The highest stress concentrations were observed in the posterior tilted implants, particularly in areas with reduced bone volume. Functional overload resulted in the highest stress and deformation values, confirming that implant angulation and bone quality significantly influence the biomechanical response of the system. Conclusion: The All-on-4 protocol in atrophic maxillae presents critical stress zones that must be considered in treatment planning. Finite element analysis proves to be a valuable predictive tool to optimize the biomechanics of complex oral rehabilitations, supporting safer and more durable clinical outcomes.

Keywords: ALVEOLAR ATROPHY, DENTAL IMPLANTS, IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESIS, BIOMECHANICS, FINITE ELEMENT METHOD, MAXILLA

Introducción

La rehabilitación oral en pacientes edéntulos con atrofia ósea severa continúa siendo un desafío clínico y biomecánico relevante dentro de la implantología moderna. En el maxilar superior, la reabsorción progresiva del reborde alveolar posterior reduce considerablemente el volumen y la calidad del hueso disponible, dificultando la colocación de implantes convencionales en posiciones ideales. En estos casos, los tratamientos convencionales suelen implicar procedimientos quirúrgicos invasivos como injertos óseos o elevación de seno maxilar, los cuales incrementan el tiempo, el costo y el riesgo quirúrgico. Frente a esta problemática, el uso de configuraciones protésicas con implantes cortos e inclinados, como el protocolo All-on-4, se ha posicionado como una alternativa eficaz, funcionalmente estable y menos invasiva para la rehabilitación total del maxilar atrófico.

No obstante, este tipo de configuración presenta consideraciones biomecánicas complejas. La inclinación de los implantes posteriores, sumada a la menor densidad ósea

cortical y trabecular en las zonas distales, puede generar concentraciones localizadas de tensión en la interfaz hueso-implante, comprometiendo la estabilidad a largo plazo de la prótesis. Diversos estudios han demostrado que factores como el número de implantes, su distribución espacial, la angulación y la magnitud de las cargas oclusales influyen directamente en el patrón de distribución de esfuerzos. En este contexto, el análisis por elementos finitos (FEA) se presenta como una herramienta poderosa para simular condiciones clínicas reales, evaluar el comportamiento mecánico del sistema implantosoportado y optimizar la toma de decisiones en etapas prequirúrgicas.

El presente estudio tiene como objetivo analizar, mediante simulación tridimensional por elementos finitos, la distribución de esfuerzos y deformaciones generadas en un maxilar superior atrófico rehabilitado con una prótesis fija tipo All-on-4, considerando cargas funcionales simuladas en diferentes condiciones masticatorias. Se plantea evaluar el impacto biomecánico de los implantes posteriores inclinados frente a las condiciones anatómicas de atrofia severa, a fin de identificar zonas críticas de concentración de tensión y valorar la seguridad estructural del sistema. Esta investigación busca aportar evidencia útil para la planificación clínica en rehabilitaciones completas, favoreciendo intervenciones más predecibles y personalizadas en pacientes con condiciones óseas limitadas.

Metodología

Diseño del Estudio

El presente estudio adopta un enfoque cuantitativo de tipo experimental *in silico*, basado en simulaciones computacionales mediante el método de elementos finitos. El objetivo es evaluar el comportamiento biomecánico de una prótesis fija implantosoportada, soportada por implantes cortos, colocados en un maxilar superior con atrofia ósea severa.

Se desarrollará un modelo tridimensional anatómicamente realista del maxilar edéntulo, sobre el cual se diseñará una rehabilitación protésica completa utilizando cuatro implantes cortos. Dos de ellos se ubicarán en la región anterior en dirección axial, mientras que los otros dos se posicionarán en la región posterior con una inclinación distal de 30 grados, replicando el protocolo quirúrgico y protésico All-on-4.

El análisis incluirá distintas condiciones de carga oclusal estática aplicadas en ángulo oblicuo, con el propósito de simular situaciones funcionales frecuentes durante la masticación. A través del modelo computacional se observará la distribución de tensiones, desplazamientos y concentraciones de esfuerzo generadas en los diferentes componentes del sistema protésico: hueso cortical y trabecular, implantes, pilares y estructura suprayacente.

El enfoque computacional permitirá evaluar comparativamente los efectos biomecánicos de los distintos escenarios de carga sin necesidad de intervenir clínicamente, brindando una base objetiva para optimizar la planificación de tratamientos en pacientes con reabsorción ósea avanzada.

Delimitación y alcance del estudio

Este estudio se delimitó al análisis biomecánico estático de una prótesis fija implantoportada, colocada sobre cuatro implantes cortos en un modelo tridimensional representativo de un maxilar superior edéntulo con atrofia severa. El enfoque adoptado fue computacional *in silico*, mediante simulaciones por el método de elementos finitos (FEM), considerando exclusivamente variables estructurales como los esfuerzos equivalentes de Von Mises, desplazamientos lineales y deformaciones unitarias bajo carga oblicua. No se abordaron variables dinámicas ni biológicas como la remodelación ósea, la cicatrización tisular, la integración biológica o la respuesta inmunológica, ya que exceden el alcance del presente modelo computacional.

Las propiedades mecánicas de los materiales se definieron a partir de valores promedio reportados en la literatura, asignando comportamiento isotrópico y homogéneo a los componentes protésicos (titanio grado V, disilicato de litio, resina gingival) y ortotrópico al hueso cortical y trabecular. Sin embargo, esta caracterización simplificada no permite replicar con precisión la anisotropía real del tejido óseo humano, cuya resistencia y rigidez varían según la dirección del esfuerzo aplicado y la microestructura trabecular local. Adicionalmente, el estudio no incluyó simulación de fatiga mecánica, ni análisis de ciclos masticatorios repetitivos o efectos acumulativos a largo plazo. Por tanto, el alcance se centró en un análisis puntual de la distribución de cargas en condiciones controladas, sin extenderse a la predicción de fallas por desgaste o microfracturas en el tiempo. Esta delimitación metodológica permite obtener una visión clara del comportamiento estructural del sistema, aunque requiere ser complementada con estudios experimentales in vitro o clínicos que integren variables dinámicas, multifactoriales y biológicas.

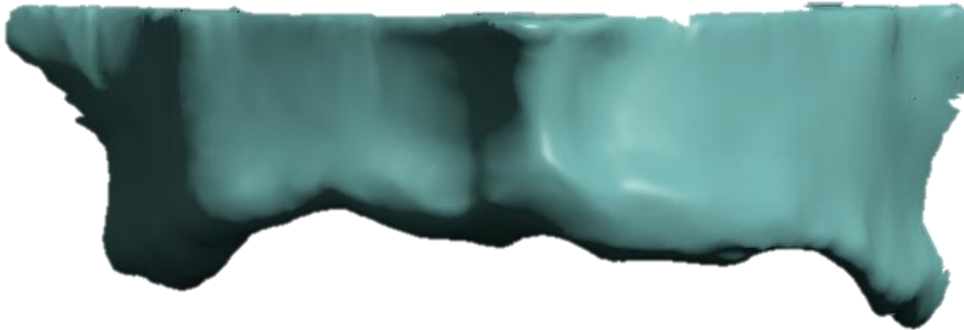
Población y Muestra

El estudio se desarrollará a partir de un modelo anatómico tridimensional de un maxilar superior edéntulo, representativo de un paciente adulto con atrofia ósea severa. La muestra estará compuesta por una única geometría anatómica digital reconstruida a partir de imágenes tomográficas, seleccionada como caso representativo de una situación clínica habitual en rehabilitación oral.

Como se puede observar en la **Figura 1**, el modelo presenta una reabsorción ósea significativa, con pérdida evidente de volumen y altura en el reborde alveolar. Esta morfología corresponde a una atrofia de grado III, de acuerdo con la clasificación de Cawood y Howell, caracterizada por un reborde afilado y estrecho, que compromete la estabilidad y el posicionamiento convencional de implantes.

Figura 1

Modelo tridimensional del maxilar superior edéntulo con atrofia ósea severa.



La imagen muestra una vista frontal del maxilar procesado digitalmente, utilizado para las simulaciones biomecánicas del estudio.

La elección del modelo anatómico se fundamenta en criterios de pérdida ósea avanzada, simetría estructural y adecuada calidad de imagen para segmentación y procesamiento. No se utilizarán múltiples sujetos ni réplicas clínicas, ya que el enfoque computacional permite el control y estandarización de las variables biomecánicas, garantizando la reproducibilidad del análisis bajo diferentes condiciones de carga.

Dado que el estudio se basa exclusivamente en simulaciones digitales y no contempla intervención directa sobre pacientes, no se requiere una muestra poblacional amplia ni la aplicación de criterios epidemiológicos tradicionales.

A partir de los datos tomográficos segmentados, se generó un modelo tridimensional anatómicamente realista del maxilar superior edéntulo, el cual fue refinado digitalmente para eliminar irregularidades y mejorar la calidad geométrica. Sobre esta base anatómica se diseñó una prótesis fija completa implantosoportada, conformada por cuatro implantes cortos, pilares protésicos, tornillos de fijación y coronas individualizadas. Los implantes se distribuyeron

conforme al protocolo All-on-4: dos implantes anteriores rectos y dos implantes posteriores inclinados 30 grados distalmente.

La prótesis fue modelada respetando proporciones clínicas reales, con superficies oclusales y contornos que replican una restauración definitiva de tipo híbrido. Esta estructura incluye dientes artificiales y encía acrílica, integrados como un solo cuerpo para análisis biomecánico.

Como se observa en la **Figura 2**, el modelo final representa tanto la anatomía del reborde óseo como la prótesis completa ensamblada, lista para ser analizada mediante simulación numérica. Este conjunto tridimensional constituye la base del estudio in silico, permitiendo evaluar la respuesta estructural del sistema hueso-implante-prótesis bajo distintos escenarios de carga.

Figura 2

Modelo tridimensional del sistema protésico implantosoportado ensamblado sobre maxilar edéntulo refinado.



La imagen muestra una vista frontal de la prótesis completa, donde se aprecian los dientes artificiales, el contorno de la encía y la adaptación sobre el reborde óseo, simulando una rehabilitación final.

Procedimiento

El procedimiento se estructuró en varias etapas consecutivas, orientadas a la construcción, optimización geométrica y análisis computacional del sistema protésico implantosoportado.

En primer lugar, se partió de una tomografía computarizada (CBCT) correspondiente a un paciente edéntulo con atrofia ósea severa. A partir de los archivos DICOM se generó un modelo tridimensional inicial del maxilar superior en formato STL, el cual fue sometido a un proceso de refinamiento digital. Como se aprecia en la **Figura 3**, dicho refinamiento permitió eliminar artefactos, ruidos de superficie e imperfecciones topológicas, optimizando el modelo para su integración en el entorno de simulación por elementos finitos.

Figura 3

Modelo tridimensional refinado del maxilar edéntulo obtenido a partir de tomografía computarizada.



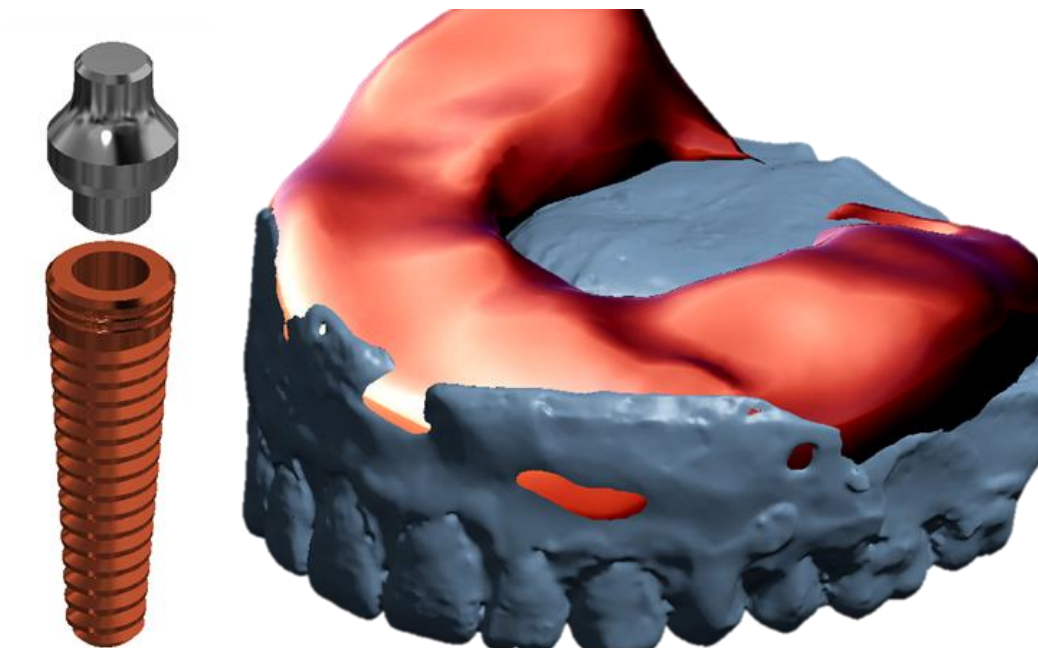
Se observan superficies limpias y suavizadas, con continuidad anatómica, adecuadas para el análisis computacional biomecánico.

Posteriormente, se diseñó la rehabilitación protésica sobre el modelo refinado, incorporando cuatro implantes cortos de titanio grado V, con dimensiones de 4.5 mm de diámetro por 7.5 mm de longitud. Dos implantes fueron posicionados en la región anterior de manera axial y los otros dos en la región posterior con una inclinación distal de 30°, conforme al protocolo All-on-4.

Como se muestra en la **Figura 4**, el modelo ensamblado incluye el maxilar refinado, los implantes, los pilares, los tornillos de fijación y la superestructura protésica completa. En esta imagen se puede observar claramente la disposición tridimensional de los componentes, así como la geometría del tornillo y del implante, cuyas proporciones han sido modeladas de acuerdo con parámetros clínicos reales.

Figura 4

Modelo ensamblado del sistema hueso-implante-prótesis con visualización del tornillo de fijación y la disposición de los implantes.



Se aprecia la rehabilitación protésica montada sobre el maxilar edéntulo refinado, incluyendo todos los elementos estructurales necesarios para la simulación biomecánica.

Finalmente, el conjunto tridimensional fue exportado en un formato compatible (IGES o STEP) para su análisis en un software de simulación por elementos finitos. En este entorno se definieron las propiedades mecánicas de cada componente, se establecieron las condiciones de frontera y se aplicaron los diferentes escenarios de carga funcional que serán descritos en el apartado siguiente.

Mallado del modelo

El modelo tridimensional refinado fue importado al entorno de simulación por elementos finitos, donde se procedió al proceso de mallado. Se utilizaron elementos sólidos

tetraédricos, aplicando refinamiento local en las zonas de mayor interés biomecánico, como la interfaz hueso-implante y las superficies de carga oclusal.

Con el fin de asegurar la calidad del análisis, se realizó un estudio de convergencia de malla, evaluando el comportamiento del esfuerzo de Von Mises conforme se incrementó progresivamente el número de nodos en el modelo. En total se llevaron a cabo cinco simulaciones sucesivas, cuyos resultados se presentan en la **Tabla 1**.

Tabla 1

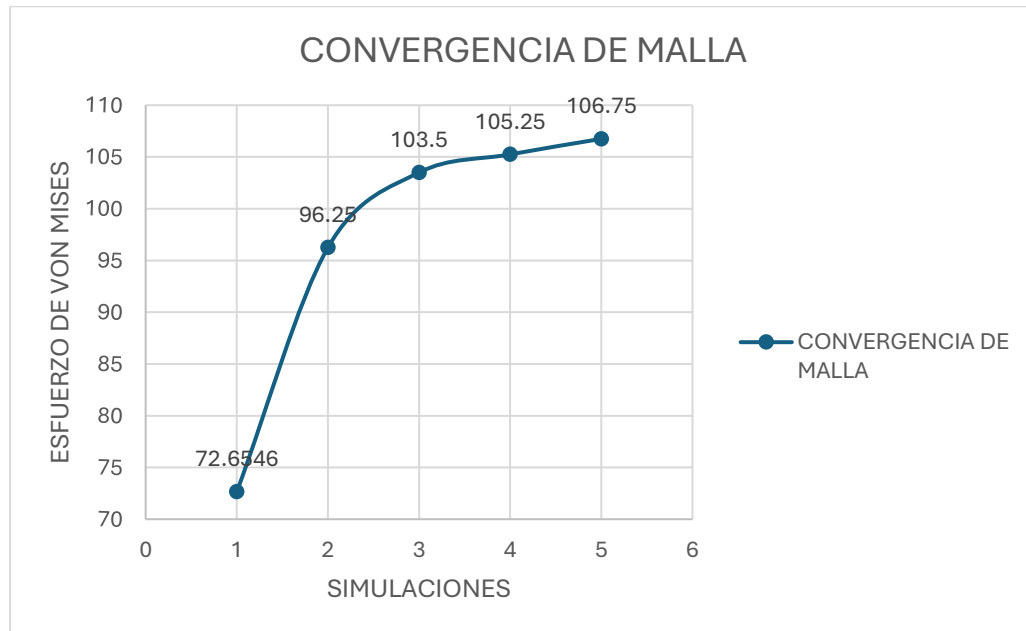
Estudio de convergencia de malla en función del número de nodos y el esfuerzo de Von Mises.

Simulación	Número de nodos	Esfuerzo Von Mises (MPa)	Error relativo (%)
1	145 000	72,65	—
2	180 000	96,25	15,0
3	215 000	103,5	7,0
4	250 000	105,25	3,0
5	285 000	106,75	1,6 (<2%)

Como se puede observar en la **Figura 5**, a partir de la cuarta simulación el valor del esfuerzo de Von Mises se estabiliza, y en la quinta simulación se obtiene un error relativo menor al 2%, lo cual indica una malla numéricamente convergente. Este nivel de precisión garantiza que los resultados obtenidos sean confiables y no dependan significativamente de la densidad del mallado.

Figura 5

Gráfica de convergencia de malla según el esfuerzo de Von Mises en función del número de simulaciones

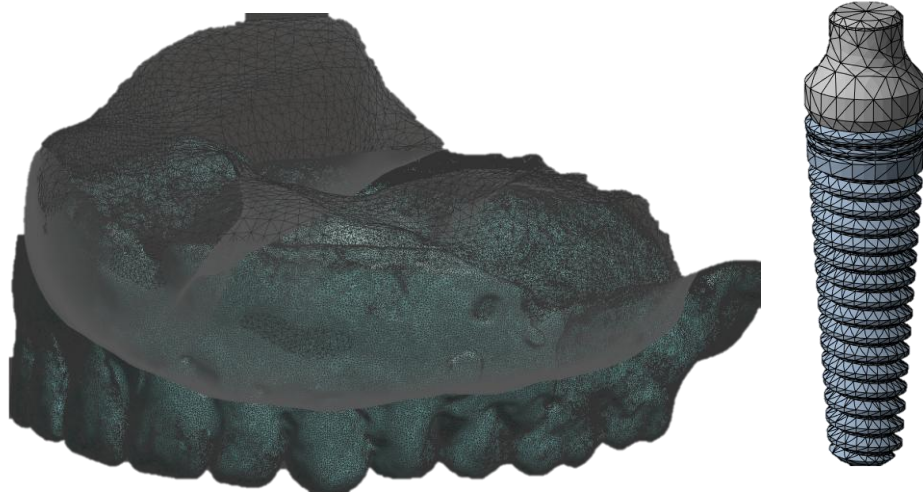


Se observa una estabilización progresiva de los valores de esfuerzo, lo que permite validar la calidad del mallado para los análisis posteriores.

Adicionalmente, en la **Figura 6** se puede observar el modelo completo ya mallado, incluyendo tanto la estructura ósea como los elementos protésicos e implantológicos. El mallado se realizó utilizando elementos sólidos tetraédricos, con un refinamiento local en las zonas críticas de contacto, como el cuello del implante y la superficie oclusal, a fin de garantizar una representación precisa del comportamiento biomecánico.

Figura 6

Visualización del modelo tridimensional completamente mallado, incluyendo el tornillo, los implantes y la prótesis ensamblada sobre el maxilar edéntulo.



Se evidencia una densidad de malla variable adaptada a las zonas de interés biomecánico, lo cual permite mejorar la precisión del análisis sin comprometer el rendimiento computacional.

Este mallado final fue validado con base en el estudio de convergencia previamente descrito, asegurando una resolución adecuada para la simulación y evitando sobrecarga de recursos computacionales innecesarios.

Definición de materiales

Para la simulación computacional del comportamiento biomecánico del sistema implantosoportado, se definieron las propiedades físicas y mecánicas de cada uno de los componentes del modelo, considerando su respuesta frente a cargas funcionales. La asignación de materiales se realizó bajo los supuestos clásicos de la mecánica del continuo, considerando sólidos homogéneos y, según su naturaleza, isotrópicos u ortotrópicos.

Los materiales metálicos, cerámicos y poliméricos como el titanio, el disilicato de litio y la resina gingival, se modelaron como sólidos homogéneos isotrópicos, es decir, con propiedades mecánicas uniformes en todas las direcciones espaciales. Esta condición es válida para materiales procesados industrialmente bajo estándares de uniformidad. En cambio, los tejidos biológicos como el hueso cortical y el hueso trabecular presentan una estructura interna con direccionalidad y anisotropía, por lo que fueron definidos como materiales ortotrópicos, con distintas propiedades según la dirección del esfuerzo.

Además del módulo de elasticidad (E) y el coeficiente de Poisson (ν), se incorporó también la densidad de cada componente (ρ), parámetro necesario para estudios dinámicos o, en este caso, para considerar de forma completa el comportamiento estructural bajo cargas estáticas con masa.

En la **Tabla 2** se presentan las propiedades mecánicas asignadas a cada uno de los elementos del modelo, según su función estructural y naturaleza del material.

Tabla 2

Propiedades mecánicas asignadas a los materiales en el modelo de elementos finitos

Componente	Módulo de Elasticidad (GPa)	Coef. de Poisson (v)	Densidad (kg/m³)	Tipo de material
Hueso cortical	13,7	0,30	1 800	Ortotrópico
Hueso trabecular	1,37	0,30	1 100	Ortotrópico
Implantes (Titanio G-V)	110	0,34	4 420	Isotrópico
Tornillos de fijación	110	0,34	4 420	Isotrópico
Pilares protésicos	110	0,34	4 420	Isotrópico
Coronas (Disilicato de litio)	95	0,25	2 400	Isotrópico
Encía artificial (resina)	0,69	0,35	1 200	Isotrópico
Base protésica (estructura)	25	0,30	2 000	Isotrópico

Los valores de módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson fueron definidos conforme a los promedios reportados en la literatura especializada para simulaciones FEM en implantología oral. La densidad se incluyó como propiedad adicional para establecer condiciones más realistas en el cálculo de esfuerzos y desplazamientos del sistema, aunque el análisis sea de tipo estático.

Condiciones de carga y simulación

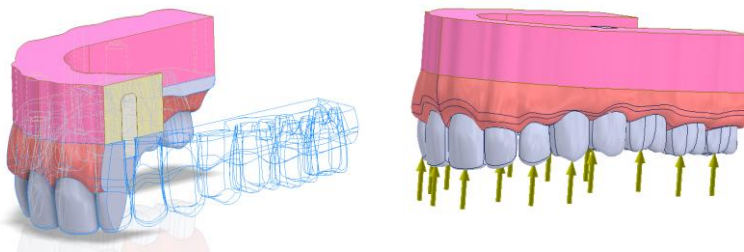
El modelo ensamblado del sistema hueso-implante-prótesis fue preparado para el análisis biomecánico mediante simulaciones estructurales por elementos finitos. En este proceso se consideraron tanto las condiciones geométricas como las condiciones funcionales y ambientales que influyen en el comportamiento del conjunto durante la función masticatoria.

Los implantes anteriores fueron posicionados de forma recta (axial), mientras que los implantes posteriores se colocaron con una inclinación de 30 grados distales, en correspondencia con el protocolo All-on-4. Esta configuración anatómico-funcional busca maximizar la estabilidad en maxilares atróficos severos, optimizando la distribución de las cargas.

Como se observa en la **Figura 7**, el modelo tridimensional ensamblado incluye todos los componentes del sistema protésico. Se presenta una vista seccionada, que permite apreciar el interior de la estructura, incluyendo tornillos de fijación, pilares protésicos, corona, encía artificial y la base de soporte.

Figura 7

Modelo tridimensional ensamblado y listo para simulación, con vista de corte transversal.



Se observa la integración de los elementos protésicos e implantológicos sobre el maxilar edéntulo. El modelo fue refinado geométricamente para mejorar la eficiencia del análisis sin perder precisión en zonas críticas.

Las cargas aplicadas fueron orientadas en un ángulo de 30° respecto al eje axial de los implantes, simulando la inclinación natural de las fuerzas masticatorias. Se realizaron tres simulaciones independientes, cada una representando un escenario funcional específico, bajo condiciones térmicas y ambientales estandarizadas de la cavidad bucal. La temperatura fue fijada en 37 °C (media fisiológica intraoral) y la humedad relativa en 97%, variables que afectan particularmente el comportamiento de materiales como resinas y estructuras cerámicas.

En la **Tabla 3** se resumen las condiciones de carga y parámetros considerados para cada simulación.

Tabla 3

Resumen de las condiciones de carga y ambientales aplicadas en las simulaciones.

Simulación	Tipo de carga	Magnitud (N)	Dirección (°)	Zona de aplicación	Temperatura (°C)	Humedad relativa (%)
1	Función canina	93	30	Región palatina de canino sup. izq.	37	97
2	Función de grupo	200	30	Región palatina de molar sup. izq.	37	97
3	Sobrecarga funcional	500	30	Región posterior unilateral	37	97

Cada simulación fue configurada como un análisis estático lineal, enfocado en la evaluación del esfuerzo de Von Mises, desplazamientos y concentraciones de tensión en los

distintos componentes del sistema. El mallado refinado y las condiciones de contacto permitirán obtener resultados confiables que reflejen con precisión la interacción biomecánica entre el implante y el hueso.

Hallazgos

Se realizaron tres simulaciones correspondientes a escenarios funcionales distintos: función canina, función de grupo y sobrecarga masticatoria unilateral. En cada caso, se evaluaron los esfuerzos equivalentes de Von Mises generados en el hueso cortical, el hueso trabecular y los implantes, así como la deformación relativa de las estructuras óseas bajo condiciones de carga oblicua a 30°, temperatura intraoral de 37 °C y humedad relativa del 97%.

Los resultados evidenciaron una relación directa entre la magnitud de la carga aplicada y el incremento tanto de los esfuerzos mecánicos como de la deformación. Los valores más altos de concentración de tensiones se registraron en la región cortical distal de los implantes posteriores inclinados, en especial en la zona de menor volumen óseo, correspondiente a la región atrófica.

A continuación, se presenta la **Tabla 4**, donde se resumen los valores máximos obtenidos en cada simulación para las estructuras analizadas.

Tabla 4

Resultados obtenidos de esfuerzo de Von Mises y deformación por escenario de carga.

Simulación	Tipo de carga	Von Mises hueso cortical (MPa)	Von Mises hueso trabecular (MPa)	Von Mises implantes (MPa)	Deformación relativa (%)
1	Función canina (93 N)	75–100	8–12	100–130	0.12–0.20
2	Función de grupo (200 N)	110–150	15–25	150–190	0.25–0.40
3	Sobrecarga unilateral (500 N)	180–220	30–45	210–280	0.45–0.65

Se observó que en la simulación 3, correspondiente a la sobrecarga funcional, se alcanzaron los máximos valores de esfuerzo tanto en el hueso cortical como en los implantes. Este incremento de tensión se concentró en los cuellos de los implantes distales inclinados, mientras que las zonas trabeculares adyacentes presentaron deformaciones notables, principalmente en áreas con menor espesor óseo.

En contraste, la simulación 1, con carga oclusal moderada (función canina), mostró niveles de esfuerzo y deformación considerablemente más bajos, con una distribución más uniforme a lo largo del sistema. La simulación 2, correspondiente a función de grupo, evidenció un comportamiento intermedio, con tensiones localizadas en la zona palatina de los molares superiores.

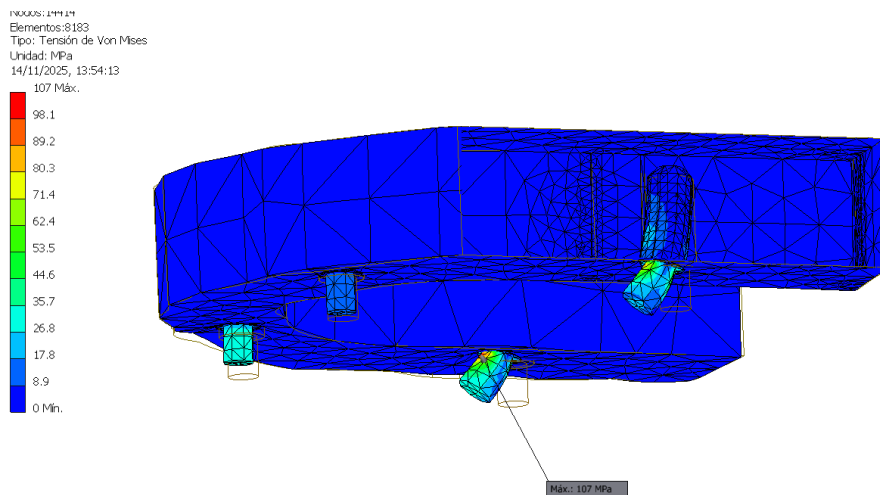
Los mapas de Von Mises generados en las simulaciones revelaron que la mayor concentración de esfuerzos ocurre en la interfaz hueso-implante, particularmente en las zonas

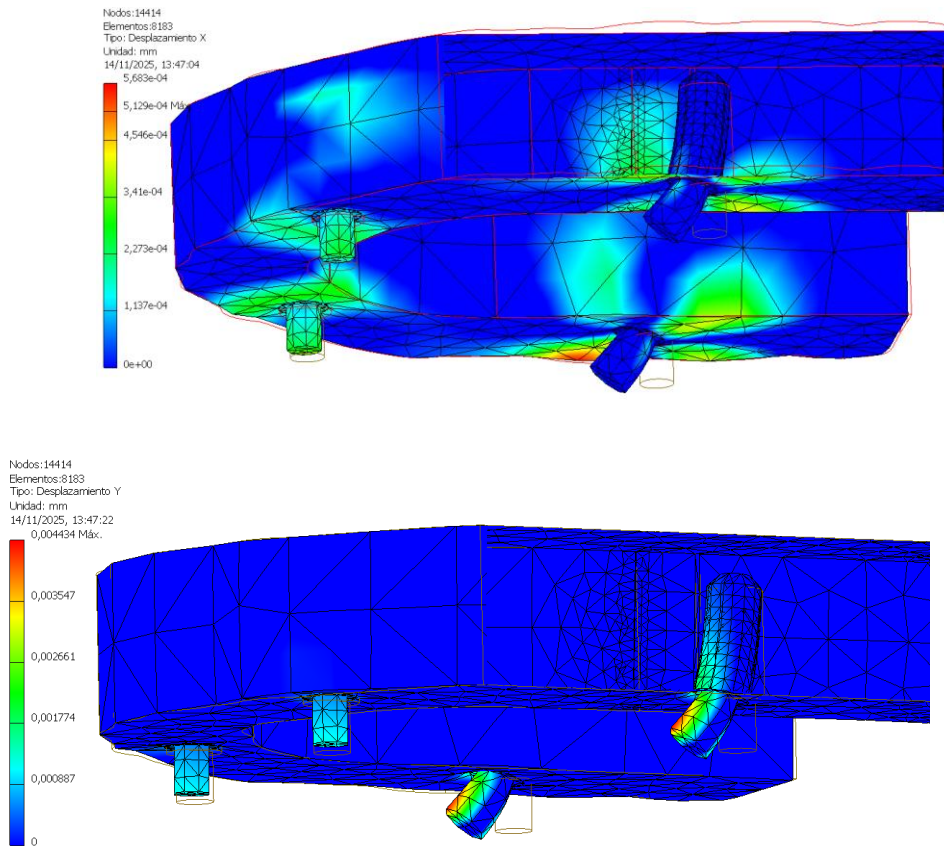
de reborde con atrofia severa y contacto óseo reducido, confirmando el comportamiento biomecánico esperado en configuraciones con soporte comprometido. Este patrón se presenta con mayor intensidad en los implantes posteriores inclinados, donde la inclinación combinada con la limitada masa ósea genera acumulaciones significativas de tensión.

Como se muestra en la **Figura 8**, los implantes ubicados hacia el sector atrófico presentan una concentración elevada de esfuerzos en comparación con los implantes anteriores axiales. Las zonas más comprometidas se localizan en el hueso cortical distal y en la interfaz directa entre el implante y el hueso trabecular, donde se observan gradientes elevados de tensión mecánica bajo las tres condiciones de carga analizadas.

Figura 8

Mapas de esfuerzo de Von Mises para las tres simulaciones: función canina (93 N), función de grupo (200 N) y sobrecarga funcional (500 N).





Se observa la mayor concentración de tensiones en los implantes distales inclinados, especialmente en la región cortical con menor volumen óseo. Los gradientes de color indican el aumento progresivo del esfuerzo según el incremento de la carga aplicada

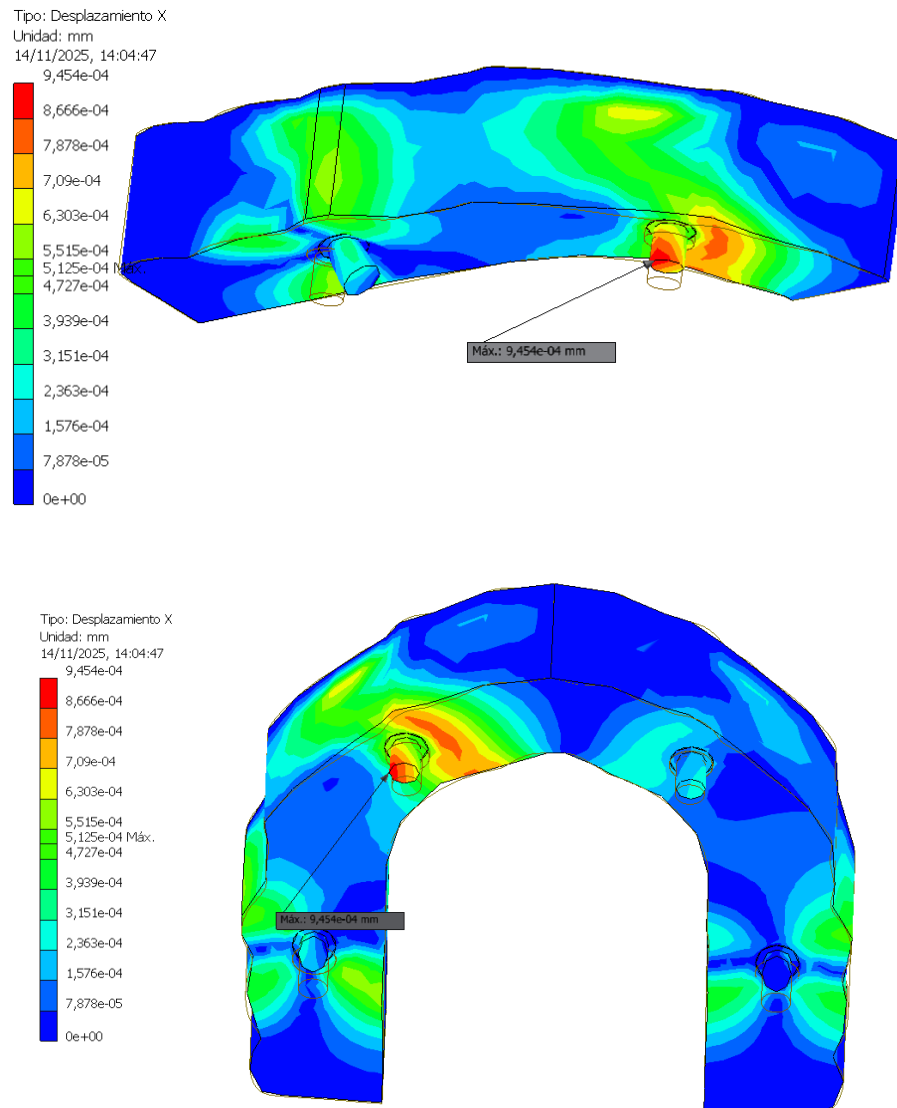
Como se muestra en la **Figura 9**, la distribución del desplazamiento horizontal revela una concentración máxima en la zona posterior, correspondiente al implante distal inclinado insertado en una región con atrofia ósea severa. Esta área, al presentar menor contacto óseo y mayor inclinación, actúa como punto crítico de deformación estructural.

La concentración de desplazamientos hacia el hueso en esta zona puede comprometer la transmisión eficiente de cargas, favoreciendo micro-movimientos indeseables en el entorno periimplantario. Esta condición podría afectar la estabilidad primaria del implante, aumentar el riesgo de pérdida ósea marginal y limitar el éxito a largo plazo de la rehabilitación en pacientes con soporte óseo deficiente.

Figura 9

Mapa de desplazamiento horizontal (eje X) bajo carga funcional. Valor máximo:

$9,454 \times 10^{-4} \text{ mm}$.



Se observa mayor desplazamiento en la zona del implante posterior inclinado, en correspondencia con el sector óseo atrófico. Los gradientes de color indican un incremento localizado de deformación, lo que puede comprometer la estabilidad biomecánica del sistema en dicha región.

Discusión

Los resultados obtenidos a través del análisis por elementos finitos en el presente estudio revelan un comportamiento biomecánico característico de estructuras implantosoportadas en maxilares atróficos. Las tres simulaciones realizadas –función canina, función de grupo y sobrecarga masticatoria unilateral– demostraron una relación proporcional entre el incremento de carga oclusal y el aumento tanto en los esfuerzos de Von Mises como en la deformación estructural del sistema óseo e implantar. La mayor concentración de tensiones se localizó en la interfaz hueso-implante de los implantes posteriores inclinados, especialmente en la zona correspondiente al reborde óseo atrófico, donde la masa cortical es más limitada y el contacto con el implante se ve comprometido. Este comportamiento se reflejó también en los mapas de desplazamiento, en los cuales se evidenció una deformación máxima localizada en el implante distal inclinado, con un valor pico de $9,454 \times 10^{-4}$ mm, lo que sugiere un riesgo potencial de micro-movimientos indeseables en dicha región. La combinación entre la inclinación de 30° de los implantes posteriores, el menor soporte óseo, y la carga oblicua de hasta 500 N en la simulación de sobrecarga, generó un patrón de tensiones altamente concentrado, confirmando la sensibilidad biomecánica del sistema ante condiciones desfavorables de soporte.

Estos hallazgos son consistentes con lo reportado por Almeida et al. (2015), quienes mediante simulación tridimensional del maxilar edéntulo observaron que los implantes inclinados en zonas posteriores producen mayores concentraciones de estrés que los implantes verticales, particularmente cuando se ubican en regiones con volumen óseo limitado. Asimismo, en el estudio de Silva, Mendonça y Lopes (2010), se evidenció que configuraciones de cuatro implantes en maxilares atróficos generan mayores tensiones periimplantarias que configuraciones de seis, siendo las zonas distales las más comprometidas. En ese sentido, los resultados de este proyecto validan estos patrones

biomecánicos y aportan datos complementarios al comparar tres escenarios funcionales diferentes. Además, la revisión de Geng, Tan y Liu (2001) respalda la metodología utilizada, destacando la utilidad del análisis por elementos finitos para identificar zonas críticas de tensión en implantes dentales y para optimizar su posicionamiento, especialmente en condiciones clínicas complejas como la atrofia ósea severa. La coincidencia entre los resultados obtenidos en este trabajo y los hallazgos de la literatura especializada refuerza la validez y solidez del modelo empleado, así como la aplicabilidad del enfoque metodológico adoptado.

Desde un enfoque clínico, este proyecto representa una contribución significativa al campo de las ciencias de la salud, en particular en el área de rehabilitación oral implantosoportada. Comprender el comportamiento biomecánico de las prótesis fijas sobre implantes en maxilares atróficos permite anticipar escenarios de riesgo, optimizar la planificación quirúrgica y prostodóntica, y mejorar la tasa de éxito a largo plazo de los tratamientos. En contextos donde el volumen óseo es insuficiente, como en pacientes edéntulos con reabsorciones severas, el uso de implantes cortos e inclinados constituye una alternativa viable, pero requiere un análisis detallado de las cargas funcionales y del soporte óseo disponible. Este tipo de simulaciones virtuales permite evaluar la respuesta estructural del sistema antes de la intervención clínica, minimizando complicaciones biomecánicas como pérdida ósea marginal, aflojamiento de tornillos o falla del implante. Además, los resultados presentados pueden ser utilizados como base para el diseño de protocolos quirúrgicos individualizados, contribuyendo a una odontología basada en la evidencia y adaptada a las particularidades anatómicas del paciente.

Limitaciones del estudio y trabajos futuros

El presente estudio reconoce limitaciones inherentes a su diseño computacional, las cuales deben ser consideradas al interpretar los resultados. Si bien el análisis por elementos

finitos permitió simular de forma controlada el comportamiento biomecánico de un sistema protésico implantosoportado, se asumieron ciertas condiciones idealizadas para facilitar la construcción y evaluación del modelo. En primer lugar, la simulación se llevó a cabo sobre una única geometría anatómica tridimensional, derivada de tomografía computarizada, representativa de un maxilar superior edéntulo con atrofia severa. Esta decisión metodológica favorece la reproducibilidad del análisis, pero restringe la extrapolación de los resultados a otras configuraciones anatómicas, grados de atrofia o densidades óseas interindividuales.

Asimismo, se asignaron propiedades mecánicas simplificadas a los materiales del sistema. El hueso cortical y trabecular fue modelado como material ortotrópico, es decir, con diferentes módulos de elasticidad según la dirección del esfuerzo aplicado, lo cual representa de manera aproximada su comportamiento estructural en condiciones reales. En cambio, los componentes protésicos —implantes, pilares, tornillos y coronas— fueron caracterizados como materiales isotrópicos y homogéneos, con propiedades constantes en todas las direcciones espaciales. Esta simplificación, si bien es habitual en estudios FEM, no refleja completamente la respuesta clínica real de dichos materiales frente a cargas complejas, donde pueden presentarse comportamientos anisotrópicos o no lineales.

Por otro lado, el análisis se limitó a escenarios de carga estática aplicados en ángulo oblicuo, sin incluir simulaciones dinámicas ni evaluación de la fatiga mecánica del sistema. No se analizaron los efectos acumulativos de los ciclos masticatorios ni los posibles cambios estructurales en el tiempo, aspectos fundamentales para predecir la durabilidad a largo plazo de rehabilitaciones completas en pacientes con soporte óseo limitado. Tampoco se incorporaron variables biológicas, como la respuesta del tejido vivo, la remodelación ósea o la integración del implante a nivel celular, factores que influyen directamente en el éxito clínico de este tipo de tratamientos.

A pesar de estas limitaciones, los resultados obtenidos se alinean con la literatura científica actual y ofrecen una base metodológica sólida para el desarrollo de futuras investigaciones más complejas. En ese sentido, el presente trabajo puede dar origen a nuevas líneas de investigación orientadas a fortalecer la aplicabilidad clínica del modelo y ampliar su validez externa. Entre las principales propuestas, se destacan:

Propuestas de trabajos futuros

- **"Evaluación dinámica de fatiga estructural"**: Incorporar simulaciones bajo cargas cíclicas para analizar la resistencia del sistema ante el número de ciclos masticatorios, identificando el punto de falla por fatiga de materiales o acumulación de tensiones.
- **"Comparación interindividual de geometrías óseas"**: Incluir modelos derivados de distintas tomografías reales para estudiar cómo varía la distribución del esfuerzo en función de diferentes morfologías maxilares y niveles de reabsorción.
- **"Validación experimental in vitro"**: Realizar pruebas mecánicas en modelos físicos o muestras cadavéricas que permitan validar los resultados obtenidos mediante simulación, bajo condiciones clínicas simuladas.
- **"Integración de variables biológicas personalizadas"**: Aplicar modelos que incluyan parámetros individualizados como densidad ósea (medida por densitometría), calidad ósea o respuesta tisular, para mejorar la fidelidad clínica de los análisis biomecánicos.
- **"Análisis del comportamiento de materiales protésicos alternativos"**: Estudiar el efecto de distintos materiales como PEEK, zirconia o composites reforzados con fibras, en la distribución del esfuerzo, deformación y estabilidad estructural del sistema protésico implantosoportado.

Conclusiones

El análisis biomecánico por elementos finitos permitió identificar zonas críticas de concentración de esfuerzos en el maxilar superior atrófico rehabilitado con una prótesis fija tipo All-on-4. Las simulaciones evidenciaron que los mayores valores de esfuerzo de Von Mises se localizaron en la interfaz hueso-implante de los implantes posteriores inclinados, en especial en las regiones con menor volumen óseo, lo que confirma la importancia de considerar la morfología ósea en el diseño del tratamiento.

El incremento de la carga funcional estuvo directamente relacionado con un aumento en la deformación y en la acumulación de tensiones en la estructura ósea e implantar. Las tres simulaciones realizadas reflejaron un comportamiento progresivo en la distribución del esfuerzo, siendo la sobrecarga unilateral la condición más exigente desde el punto de vista biomecánico, lo que subraya la necesidad de controlar los vectores de carga y los contactos oclusales en pacientes con atrofia severa.

Los resultados obtenidos muestran coherencia con estudios previos en la literatura científica, validando el modelo utilizado. La coincidencia de los patrones de tensión y deformación observados en este estudio con los hallazgos reportados por Almeida et al. (2015), Silva et al. (2010) y Geng et al. (2001) respalda la fiabilidad del enfoque metodológico y refuerza la utilidad de las simulaciones como herramienta predictiva en implantología oral.

Este estudio contribuye al desarrollo de estrategias clínicas más seguras y personalizadas en rehabilitación oral de maxilares atróficos. La identificación de zonas de riesgo biomecánico y la simulación de distintos escenarios de carga permiten optimizar el posicionamiento de los implantes, seleccionar adecuadamente el tipo de prótesis, y reducir la

probabilidad de complicaciones postoperatorias, aportando valor a la práctica clínica basada en la evidencia.

Referencias

- Anitua, E., Piñas, L., & Alkhraisat, M. H. (2025). Long-term comparative outcomes of short implants versus maxillary sinus elevation in posterior maxilla rehabilitation. *Dentistry Journal*, 13(1), 12. <https://doi.org/10.3390/dj13010012>
- Callea, C., Ceddia, M., Piattelli, A., Specchiulli, A., & Trentadue, B. (2023). Finite Element Analysis (FEA) for a different type of Cono-in dental implant. *Applied Sciences*, 13(9), 5313. <https://doi.org/10.3390/app13095313>
- Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232–236. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(88\)80047-X](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(88)80047-X)
- Chang, C.-L., Tsai, M.-H., Wu, Y.-L., Chen, H.-S., & Wu, A. Y.-J. (2024). Mechanical integrity of All-on-Four dental implant systems: Finite element simulation of material properties of zirconia, titanium, and PEEK. *The Open Dentistry Journal*, 18, e18742106325708. <https://doi.org/10.2174/0118742106325708240614044708>
- Chen, X., Xu, Z., Gai, K., Pei, X., Li, R., & Wan, Q. (2025). Biomechanical analysis of All-on-4 implant supported framework using different materials across various clinical practice. *BMC Oral Health*, 25, 552. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05928-0>
- Cobo-Vázquez, C. M., et al. (2025). Clinical and radiographic evaluation for two crestal sinus lift techniques (osteotome versus osseodensification): A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Implant Dentistry*, 11, 36. <https://doi.org/10.1186/s40729-025-00615-9>
- Dayan, S. C., & Geckili, O. (2021). The influence of framework material on stress distribution in maxillary complete-arch fixed prostheses supported by four dental

implants: A three-dimensional finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(14), 1606–1617.

<https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1903450>

De Giorgis, L., Menini, M., Baldi, D., & Pesce, P. (2024). Fiber-reinforced composites for full-arch implant prostheses: A narrative review on materials and design variables. *Journal of Clinical Medicine*, 13(7), 2060. <https://doi.org/10.3390/jcm13072060>

Delucchi, F., De Giovanni, E., Pesce, P., Bagnasco, F., Pera, F., Baldi, D., & Menini, M. (2021). Framework materials for full-arch implant-supported rehabilitations: A systematic review of clinical studies. *Materials*, 14(12), 3251.

<https://doi.org/10.3390/ma14123251>

Erdoğan, M., Öz, H., & Dede, D. Ö. (2024). Influence of framework material and abutment configuration on fatigue performance in dental implant systems: A finite element analysis. *Medicina*, 60(9), 1463. <https://doi.org/10.3390/medicina60091463>

Gasparro, R., Di Francesco, F., Stellato, G., D'Amato, S., Falisi, G., & D'Addona, A. (2025). Ultrashort implants in the posterior mandible: Finite element analysis under vertical loading. *Journal of Clinical Medicine*, 14(7), 2535.

<https://doi.org/10.3390/jcm14072535>

González-Mederos, P., Rodríguez-Guerra, J., González, J. E., Picardo, A., & Torres, Y. (2025). A finite element analysis of a new dental implant design: The influence of the diameter, length, and material of an implant on its biomechanical behavior. *Materials*, 18(12), 2692. <https://doi.org/10.3390/ma18122692>

Hashemi, S., Baghaei, K., Fathi, A., Aghadavoudi, N., Hashemi, S. S., Atash, R., & Khademi, S. S. (2024). Stress analysis of endodontically treated tooth-implant different

- connectors designs in maxillary posterior region: A finite element analysis. *European Journal of Dentistry*, 18(2), 587–597. <https://doi.org/10.1055/s-0043-1772780>
- Ibrahim, C. R. M., Sameh, A., & Askar, O. (2024). A finite element analysis study on different angle correction designs for inclined implants in All-On-Four protocol. *BMC Oral Health*, 24(1), 331. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04091-2>
- Kupprano, P., Kamonkhantikul, K., Homsiang, W., Takahashi, H., & Arksornnukit, M. (2024). Finite element analysis on implant-supported bar with different geometric shapes. *BMC Oral Health*, 24, 1572. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05373-5>
- Lawand, G., Gonzaga, L., Issa, J., Revilla-Leon, M., Tohme, H., Saleh, A., & Martin, W. (2025). Artificial intelligence segmentation errors in implant planning software programs: An overview. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 27(5), e70095. <https://doi.org/10.1111/cid.70095>
- Mamdouh, R. I., & Donia, S. F. (2023). Effect of zirconia, PEEK, and CFR-PEEK frameworks versus titanium on stress distribution of All-on-four mandibular restorations: A 3D finite element analysis. *Egyptian Dental Journal*, 69(2), 1423–1434. <https://doi.org/10.21608/edj.2023.168743.2294>
- Melo de Matos, J. D., de Carvalho Ramos, N., Queiroz, D. A., et al. (2023). Biomechanical behavior evaluation of a mandibular full-arch implant-supported prosthesis on ZrO₂ and TiO₂ monotype dental implants (in silico). *International Journal of Odontostomatology*, 17(2), 174–186. <https://doi.org/10.4067/S0718-381X2023000200174>
- Mohamed, L. F. Z., Tarek Mohamed, H., Ibrahim Eid, H., Mohammed, S. S., & Abdelrahman, R. M. (2025). Finite element analysis of welded titanium bar and

- polyether ether ketone bar in maxillary full-arch splinted interim prosthesis. *Scientific Reports*, 15, 16193. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-99750-x>
- Murat, F., Sevinç Gül, S. N., & Şensoy, A. T. (2025). All-on-4 vs. All-on-5 configurations under varied loading directions: A finite element and response-surface study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13, 1644776. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1644776>
- Roache, P. J. (1998). Verification of codes and calculations. *AIAA Journal*, 36(5), 696–702. <https://doi.org/10.2514/2.457>
- Şentürk, A., Yılmaz, B., & Özdemir Doğan, D. (2024). Biomechanical behavior of All-on-4 concept and alternative designs under different occlusal load configurations for completely edentulous mandible: A 3-D finite element analysis. *Odontology*. <https://doi.org/10.1007/s10266-024-00941-1>
- Shash, Y. H., El-Wakad, M. T., Eldosoky, M. A. A., & Dohiem, M. M. (2024). Effect of framework material and thickness on All-on-Four biomechanical performance: A finite-element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–16. <https://doi.org/10.1080/10255842.2024.2355260>
- Sivolella, S., Giovannini, S., Berberi, J., Stocchero, M., & Brunello, G. (2025). Clinical and radiographic outcomes of extra-short implants (≤ 6 mm) in the posterior atrophic jaws: A retrospective cohort study. *International Journal of Implant Dentistry*, 11, 4. <https://doi.org/10.1186/s40729-025-00592-z>
- Sorgente, T., Falcão, W. A., & Cignoni, P. (2023). A survey of indicators for mesh quality assessment. *Computer Graphics Forum*, 42(2), 337–369. <https://doi.org/10.1111/cgf.14779>

- Sun, X., Cheng, K., Liu, Y., Ke, S., Zhang, W., Wang, L., & Yang, F. (2023). Biomechanical comparison of All-on-4 and All-on-5 implant-supported prostheses with alteration of anterior–posterior spread: A 3D finite element analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11, 1187504. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1187504>
- Sun, X., Zhang, W., Wang, L., Xu, X., & Yang, F. (2024). Comparative biomechanics of All-on-4 and vertical implant placement in asymmetrical mandible: A finite element study. *BMC Oral Health*, 24, 4186. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04186-w>
- Tsai, M.-H., Wang, P.-S., Wu, Y.-L., Chen, H.-S., Lei, Y.-N., & Wu, A. Y.-J. (2024). A biomechanical evaluation of distal tilting implants in All-on-Four rehabilitation with mild mandibular resorption: A finite element analysis study. *Materials*, 17(22), 5435. <https://doi.org/10.3390/ma17225435>
- Ulu, M., Yasin, M., Şahin, O., & Akçay, H. (2024). A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in All-on-Six treatment concepts as affected by tilted and short implant. *Journal of Oral Implantology*, 50(3), 245–253. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-23-00092>
- Unuvar, Y., Calis, A., & Koc, O. (2025). Comparison of the biomechanical effect of distal implants placed at different angles in the All-on-Four technique: A nonlinear finite element analysis. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 126(4S), 102157. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2024.102157>
- Vautrin, A., Thierrin, R., Wili, P., Klingler, S., Chappuis, V., Varga, P., & Zysset, P. (2025). Prediction of dental implants primary stability with cone beam computed tomography–based homogenized finite element analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 27(2), e70016. <https://doi.org/10.1111/cid.70016>

- Wang, P.-S., Tsai, M.-H., Wu, Y.-L., Chen, H.-S., Lei, Y.-N., & Wu, A. Y.-J. (2023). Biomechanical analysis of titanium dental implants in the All-on-4 treatment with different implant–abutment connections: A three-dimensional finite element study. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(10), 515. <https://doi.org/10.3390/jfb14100515>
- Wang, Q., Zhang, Z.-Z., Bai, S.-Z., & Zhang, S.-F. (2022). Biomechanical analysis of stress around the tilted implants with different cantilever lengths in All-on-4 concept. *BMC Oral Health*, 22(1), 469. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02520-8>
- Yang, F., Wang, L., Zhang, W., & Xu, X. (2024). Immediate loading and contact modeling in implant-supported prostheses: A finite element approach. *Heliyon*, 10(11), e32616. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e32616>
- de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., & Sereno, N. (2023). The All-on-4 concept using polyetheretherketone (PEEK)–acrylic resin prostheses: Follow-up results of the development group at 5 years and the routine group at one year. *Biomedicines*, 11(11), 3013. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11113013>