



COMPARACIÓN DE LOS EFECTOS DE LAS INCLINACIONES DE LOS
IMPLANTES Y LOS TIEMPOS DE CARGA EN DISTRIBUCIONES DE LOS
ESFUERZOS EN EL HUESO PERI-IMPLANTARIO BASADAS EN MODELOS DE
CARGA INMEDIATA Y RETARDADA
A TRAVÉS DE UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS (AEF)

LEIDY KATHERINE GIL TABARES
NATALIA GIRALDO VÉLEZ

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL
MANIZALES

2022

COMPARACIÓN DE LOS EFECTOS DE LAS INCLINACIONES DE LOS
IMPLANTES Y LOS TIEMPOS DE CARGA EN DISTRIBUCIONES DE LOS
ESFUERZOS EN EL HUESO PERI-IMPLANTARIO BASADAS EN MODELOS DE
CARGA INMEDIATA Y RETARDADA A TRAVÉS DE UN ANÁLISIS DE
ELEMENTOS FINITOS (AEF).

Autores

LEIDY KATHERINE GIL TABARES

NATALIA GIRALDO VÉLEZ

Proyecto de grado para optar al título de especialista en Rehabilitación Oral

Tutores

JUAN ALBERTO ARISTIZABAL HOYOS

JUAN SEBASTIAN ARISTIZABAL MULETT

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL
MANIZALES

2022

DEDICATORIA

El presente trabajo de grado va dedicado principalmente a Dios que como guía estuvo presente siempre, a nuestras familias por haber sido un gran apoyo a lo largo de toda nuestra carrera y a lo largo de nuestras vidas y a todas las personas especiales que nos acompañaron en esta etapa, aportando a nuestra formación profesional y como seres humanos.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos que la realización de este proyecto es fruto de la entrega y pasión encaminada por Dios y el apoyo constante de nuestros docentes y de la universidad autónoma de Manizales que nos guiaron en este proceso de formación que hoy da sus frutos.

RESUMEN

Objetivo: Comparar los efectos de las inclinaciones (0°, 15°, 30° y 45°) de los implantes y los tiempos de carga en distribuciones de los esfuerzos en el hueso peri-implantario basadas en modelos de carga inmediata y retardada en un AEF.

Metodología: Se modeló un maxilar desdentado, para una prótesis híbrida All on four. Se modelaron dos implantes axiales anteriores y dos posteriores con diferentes inclinaciones (0°, 15°, 30°, y 45°). Se modelaron minipilares rectos y angulados 17° y 30°, se diseñó una barra y el cantiléver distal osciló dependiendo de las diferentes inclinaciones de los implantes. La interfaz implante-hueso se simuló como no óseo-integrado en los 4 modelos de carga inmediata y óseo-integrada para los 4 modelos de carga retardada. Se aplicó una carga vertical de 150N en la zona del primer molar izquierdo. Se evaluó la distribución del esfuerzo en Von Mises, en la interfaz implante-hueso.

Resultados: El implante posterior izquierdo a 0° (82.36 MPa) bajo carga inmediata presento mayor esfuerzo que a 45° (33.63 MPa). El implante posterior izquierdo a 0° (70.5MPa) bajo carga retardada presentó mayor esfuerzo que a 45° (27.94 MPa). En general se presentó mayor concentración de esfuerzos en carga inmediata que en carga retardada.

Conclusiones: La mayor concentración de esfuerzos en carga inmediata y retardada se dio en los implantes 0°, que en los implantes 45°. Los modelos de carga inmediata presentaron mayor esfuerzo respecto a los de carga retardada.

Palabras Claves: Implantes inclinados, maxilar edéntulo, análisis de elementos finitos, All on Four.

ABSTRACT

Objective: To compare the effects of implant inclinations (0°, 15°, 30° and 45°) and loading times on stress distributions in peri-implant bone based on immediate and delayed loading models in an FEA.

Methodology: An edentulous maxilla was modeled for an All on four hybrid prosthesis. Two anterior and two posterior axial implants were modeled with different inclinations (0°, 15°, 30°, and 45°). Straight and 17° and 30° angled mini abutments were modeled, a bar was designed and the distal cantilever oscillated depending on the different inclinations of the implants. The implant-bone interface was simulated as non-osseointegrated in the 4 immediate loading models and osseous-integrated for the 4 delayed loading models. A vertical load of 150N was applied in the area of the left first molar. The Von Mises stress distribution at the implant-bone interface was evaluated.

Results: The left posterior implant at 0° (82.36 MPa) under immediate load shows greater stress than at 45° (33.63 MPa). The left posterior implant at 0° (70.5 MPa) under delayed loading presented greater stress than at 45° (27.94 MPa). In general, there was a higher stress concentration in immediate loading than in delayed loading.

Conclusions: The highest stress concentration in immediate and delayed loading occurred in the 0° implants, than in the 45° implants. The immediate load models presented greater effort compared to the delayed load models.

Keywords: Tilted implants, edentulous maxilla, finite element analysis, All on Four

CONTENIDO

1	PRESENTACIÓN	9
2	ANTECEDENTES	11
3	ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	15
4	JUSTIFICACIÓN.....	19
5	REFERENTE TEÓRICO.....	20
6	OBJETIVOS	27
6.1	OBJETIVO GENERAL	27
6.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	27
7	METODOLOGÍA.....	28
8	RESULTADOS	40
9	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	42
10	CONCLUSIONES	47
11	RECOMENDACIONES	48
12	REFERENCIAS	49

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Clasificación de Cawood y Howell	26
Tabla 2 Modelado de los modelos 3D con diferentes ángulos de inclinación para los implantes posteriores (0°, 15°, 30°, 45°)	32
Tabla 3 Propiedades mecánicas de los materiales	36
Tabla 4 Número de nodos.....	38
Tabla 5 Resultados de los esfuerzos de Von Mises (en MPa) medido en el hueso peri-implantario en las diferentes angulaciones, según carga inmediata y retardada	40
Tabla 6 Resultados de la diferencia del efecto de la carga retardada vs inmediata observada en las distribuciones de esfuerzos de Von Mises (MPa) en el hueso peri-implantario	41

LISTA DE FIGURAS

Tabla 1 Clasificación de Cawood y Howell	26
Tabla 2 Modelado de los modelos 3D con diferentes ángulos de inclinación para los implantes posteriores (0°, 15°, 30°, 45°)	32
Tabla 3 Propiedades mecánicas de los materiales	36
Tabla 4 Número de nodos.....	38
Tabla 5 Resultados de los esfuerzos de Von Mises (en MPa) medido en el hueso peri-implantario en las diferentes angulaciones, según carga inmediata y retardada	40
Tabla 6 Resultados de la diferencia del efecto de la carga retardada vs inmediata observada en las distribuciones de esfuerzos de Von Mises (MPa) en el hueso peri-implantario	41

1 PRESENTACIÓN

El presente documento recopila las partes más importantes para la realización de la presente investigación.

Inicialmente se presentan unos antecedentes investigativos ordenados en una forma cronológica que permite darse cuenta de una manera general del estado del arte acerca del tema del sistema “all on four” estudiado a través de elementos finitos. Es posible establecer cómo este método de ingeniería puede ayudar a comprender muchos fenómenos biomecánicos en el área de la implantología oral y la importancia de la investigación en el campo de la salud oral.

Luego se plantea el área problemática definida en términos del campo temático y de los aspectos en el cuales se ubica la investigación: necesidades y pertinencia. Se plantea claramente la pregunta concreta que se quiere responder, en el contexto del problema a cuya solución o entendimiento se contribuirá con la ejecución del proyecto. Se hace una descripción de la naturaleza y magnitud del problema y su justificación.

A través del referente teórico se sintetiza el contexto general de la rehabilitación de los maxilares severamente reabsorbidos y se ubica la importancia de la investigación para dar respuesta a situaciones clínicas que son difíciles de estudiar en el propio paciente y que hacen que los modelos matemáticos sean un abordaje válido para la investigación.

Se continúa con los objetivos generales y específicos que están en una relación clara y consistente con la descripción del problema y específicamente, con la pregunta de investigación. Se formularon unos objetivos claros y viables de tal forma que facilitaran la estructuración de la metodología.

En la metodología se muestra, el recorrido que se llevó a cabo para alcanzar los objetivos propuestos. Se presenta la estructura lógica y el rigor científico del proceso de investigación, desde el análisis de elementos finitos y se finaliza con la forma como se analizaron e interpretaron los resultados. Serán presentados luego los resultados

encontrados relacionados con los objetivos, para dar respuesta a la pregunta planteada.

Luego se presenta la discusión de esos resultados presentándolos en forma general, contrastados con otros estudios y con posibles explicaciones acerca de lo encontrado. Se plantean conclusiones y recomendaciones. Finalmente se presentan las referencias en las cuales se fundamentó el presente trabajo.

2 ANTECEDENTES

El análisis de elementos finitos (AEF) se ha utilizado ampliamente para predecir el rendimiento biomecánico de varios diseños de implantes dentales, así como el efecto de los factores clínicos en el éxito del implante. Al comprender la teoría básica, el método, la aplicación y las limitaciones de la AEF en la implantología, el odontólogo estará mejor equipado para interpretar los resultados de estos estudios y extrapolar estos resultados a situaciones clínicas (1). A continuación, se presentará un listado cronológico de las investigaciones que abordan el tema de los implantes inclinados en “All on Four” y que han tenido como propósito resolver diferentes preguntas de investigación a través de modelos de elementos finitos (AEF), describiendo brevemente sus objetivos y hallazgos principales.

En el 2020 Kumari A. et al (2), evaluaron la distribución de tensiones en implantes en situación All on Four con angulaciones de implantes distales variables (30°, 40°, 45° grados) y longitudes de cantiléver variables (4 mm, 8 mm, 12 mm, 16 mm) en maxilar atrófico mediante análisis de elementos finitos, por medio del estudio in vitro cabe destacar que la inclinación de 45° grados indujo mayores valores de estrés en la interfaz hueso-implante, especialmente en el aspecto distal, que las otras 2 inclinaciones analizadas, en la cual los valores de tensión aumentaron con el aumento de la longitud del cantiléver, lo que se vio influido aún más por la inclinación distal del implante y la calidad del hueso.

En otro estudio en 2019 Liu T. et al (3), estudiaron y compararon los efectos de las inclinaciones de los implantes y los tiempos de carga sobre las distribuciones de tensión en el hueso peri-implantario basándose en modelos de carga inmediata y retardada, para ello se construyeron cuatro modelos 3D AEF con diferente ángulo de inclinación de los implantes colocados posteriores (0°, 15°, 30°, 45° grados), las distribuciones se analizaron antes y después de la oseointegración dando como resultado que los modelos de 0° mostraron el mayor micro movimiento y la distribución de esfuerzo observada fue mejor en los modelos de 30° y 45° grados que en los modelos de 0° y 15° grados

En el 2017 Gümrükçü Z. et al (4), evaluaron los valores de tensión, creados en la región

peri-implantaria como consecuencia de la carga sobre prótesis híbridas que se planificó con diferentes números de implantes, longitudes o angulaciones de inclinación y se concluye que el número óptimo de implantes para la rehabilitación del maxilar atrófico es 7, la inclinación de los implantes provoca valores de tensión más elevados, y la inclinación de 45° del implante provoca valores de tensión más bajos según los modelos de 30° debido a un cantiléver más corto.

En el mismo año Araujo M. et al (5), investigaron el concepto de tratamiento All on Four, enfocándose principalmente en las indicaciones de tratamiento, procedimientos quirúrgicos y protocolos protésicos, teniendo en cuenta que la principal indicación es un maxilar atrófico, en el cual es necesario que el implante haya tenido un torque de inserción de más de 35 N para una carga inmediata y la restauración provisional debe incluir las siguientes características, debe proporcionar rigidez, no ser flexible para evitar micro movimientos, y lo suficientemente fuerte para no fracturarse, en cuanto a la oclusión equilibrada sin interferencias.

A su vez Saber S. et al en el 2015 (6), evaluaron la técnica All on Four que implica el uso de implantes inclinados para permitir cantiléver más cortos, observando la cantidad y la distribución de la tensión en el hueso maxilar que rodea a los implantes, para ello se diseñó un modelo tridimensional en donde se observó que el aumento de la inclinación en los implantes posteriores dio como resultado la reducción de la tensión máxima y la longitud del cantiléver.

En el 2013 Almeida E. et al (7), compararon el comportamiento biomecánico de implantes largos inclinados e implantes cortos verticales para soportar prótesis fijas en un maxilar atrófico, utilizaron diferentes configuraciones como lo fueron M4S, cuatro implantes anteriores verticales; M4T, dos implantes verticales mesiales y dos implantes distales inclinados a 45° grados en la región anterior del maxilar; y M6S, cuatro implantes anteriores verticales y dos implantes posteriores verticales donde concluyeron que la presencia de implantes distales inclinados (all on four) y distales cortos (all on six) resultó en mayores

tensiones en ambas situaciones en el hueso maxilar en comparación con la presencia de implantes verticales (all on four).

Akca K. et al en el 2013 (8), compararon los resultados biomecánicos de sobredentaduras maxilares soportadas por implantes con carga inmediata y convencional utilizando análisis de elementos finitos, creando modelos con cuatro implantes para soportar sobredentaduras retenidas con barra con cantiléver de extensión distal de 7 mm y concluyeron que la carga convencional e inmediata de implantes maxilares que soportan sobredentaduras retenidas con barra dieron como resultado tensiones óseas similares.

Bevilacqua M. et al en el 2011 (9), compararon y analizaron, a través del análisis de elementos finitos tridimensionales (3-D), las tensiones transmitidas a los implantes inclinados frente a los verticales y al hueso peri-implantario circundante en los maxilares, donde se evaluaron 4 configuraciones diferentes con los implantes distales inclinados a 0°, 15°, 30° y 45° grados, en definitiva los datos revelaron que los implantes distales inclinados, rígidamente ferulizados con un FD, disminuyen la tensión en el hueso peri-implantario y las estructuras. Esta modalidad de tratamiento parece ser una alternativa terapéutica válida a las prótesis completas fijas maxilares convencionales soportadas por implantes dentales verticales con cantilévers posteriores.

También en el 2005 Malo P. et al (10), evaluaron un protocolo para la función inmediata (dentro de las 3 horas) de cuatro implantes (All on four, Nobel Biocare AB, Göteborg, Suecia) que soportan una prótesis fija en el maxilar superior completamente edéntulo, este estudio clínico retrospectivo incluyó a 32 pacientes con 128 implantes de carga inmediata de los que tres implantes se perdieron en tres pacientes, lo que da una tasa de supervivencia acumulada de 1 año del 97,6 %, esta alta tasa de supervivencia acumulada de los implantes indica que el concepto de función inmediata para maxilares completamente edéntulos puede ser un concepto viable.

En otro estudio Aparicio C. et al en el 2001 (11), utilizaron una combinación de implantes inclinados y axiales en pacientes con maxilares posteriores gravemente reabsorbidos como

alternativa al injerto de seno y los resultados indican que el uso de implantes inclinados es una alternativa efectiva y segura a los procedimientos de aumento del piso del seno maxilar.

3 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

El 11.12% de la población colombiana ha perdido la totalidad de sus dientes superiores, situación que aparece de manera más temprana en la población de 20 a 34 años, presentando una prevalencia del 0.02%, para avanzar a los 35 años con 3.13%, hasta llegar al 54.37% en los adultos mayores de 65 a 79 años. (MSPS, IV Estudio Nacional de Salud Bucal. 2014) A medida que avanza la edad en estos pacientes desdentados totales superiores se produce la reabsorción del reborde alveolar residual lo que dificulta su rehabilitación con una prótesis total convencional que satisfaga las necesidades de los pacientes.(2) Para estos pacientes las prótesis implanto soportadas son de elección para el tratamiento exitoso debido a sus buenos resultados funcionales y estéticos.(4)

El éxito de los implantes está directamente relacionado con el proceso de óseo-integración y el uso de implantes de longitud estándar que permitan un área de interfaz más amplia entre el tejido óseo y el implante; Sin embargo, el uso de implantes dentales en pacientes desdentados totales superiores con maxilares muy reabsorbidos presenta grandes dificultades como son la baja calidad y cantidad de hueso alveolar y la neumatización de los senos paranasales.(3)

En el hueso maxilar atrófico, es imposible insertar implantes de longitud estándar, de manera que los injertos óseos o los procedimientos de elevación del seno maxilar son procedimientos terapéuticos alternativos para la región maxilar atrófica, pero estas técnicas están asociadas con un mayor riesgo de complicaciones,(4) ya que las cirugías de elevación de seno tienen sus propias limitaciones, como múltiples procedimientos quirúrgicos, morbilidad del paciente, alto riesgo de complicaciones, mayor tiempo de tratamiento, alto costo y baja aceptabilidad del paciente, además la morbilidad del área donante, la pérdida del injerto óseo, la sinusitis, la osteomielitis y la fistula también pueden presentarse como complicaciones posquirúrgicas de estos tratamientos.(2)

Los implantes inclinados en el maxilar posterior atrófico son una excelente opción de tratamiento para evitar los procedimientos quirúrgicos invasivos y poder utilizar implantes de longitud estándar.(11) Diferente a las alternativas de elevación de seno maxilar o a los injertos en el maxilar, Malo y col. presentaron un procedimiento de tratamiento

denominado “All on four”, que consiste en el uso de 4 implantes bajo carga inmediata y que consta de dos implantes en la región anterior ubicados verticalmente y dos implantes inclinados en el sector posterior.(10)

El ángulo de inclinación máximo de los implantes es de 45° grados, las inclinaciones distales se compensan con pilares angulados para disminuir el cantiléver de la restauración, pero el ángulo ideal de inclinación aún está en debate.(6) La reducción de la longitud del cantiléver afecta los esfuerzos en la interfaz hueso implante, así como los esfuerzos en los implantes y en los componentes protésicos. La distribución del esfuerzo provoca la acumulación de micro daños y puede resultar en la reabsorción ósea.(3) Cuanta más inclinación posterior de los implantes se tenga, más bajo será el cantiléver posterior, lo que también se espera que disminuya la cantidad de esfuerzo sobre los implantes. Sin embargo, las fuerzas angulares sobre los implantes están en duda. Algunos autores creen que, si las cargas sobre los implantes están en ángulo, se producirá una reabsorción ósea peri-implantaría debido a fuerzas de cizallamiento en la superficie implante-hueso.(6) Por lo tanto, es importante evaluar el estrés creado por la terapia con implantes para el pronóstico de la rehabilitación ya que la tensión excesiva puede conducir a la reabsorción ósea que impacta negativamente el pronóstico de la rehabilitación con implantes.(4)

Cuando se aplican cargas a estructuras anatómicas, en el hueso pueden generarse tensión e incluso deformación. El estrés creado en el hueso, dentro de los límites normales, es esencial y funciona estructuralmente.(6) Si el esfuerzo excede el límite elástico, puede haber destrucción en estructuras anatómicas. El éxito de un implante está relacionado en gran medida con las magnitudes y direcciones de la fuerza, el tipo de prótesis, el número y diseño del implante y la densidad del hueso. Se ha informado que la tasa de fracaso del implante es mayor en la región posterior del maxilar que en la mandíbula. Por lo tanto, la investigación de implantes necesita centrarse más en el maxilar.(4)

En las diferentes investigaciones no se ha llegado a un consenso sobre si los esfuerzos óseos disminuyen a medida que aumenta la inclinación de los implantes distales.(3) Es difícil estudiar las fuerzas en tejidos y órganos vivos. Es más, determinar la respuesta del

tejido es complejo, arriesgado y, a veces, imposible. Modelar el órgano vivo y analizar la biomecánica del tejido utilizando modelos simulados es un método viable. Por tanto, los estudios in vitro han ganado importancia para analizar la biomecánica de los implantes dentales.(4)

Se utilizan varias técnicas para analizar la biomecánica de los implantes, entre ellas están la medición de galgas extensométricas, la medición de deformaciones fotoelástica, la tomografía computarizada (TC), el microscopio estereoscópico y el análisis de elementos finitos (FEA).(2)

El análisis de elementos finitos (AEF) es una técnica para determinar el esfuerzo en implantología y ortopedia, también es una técnica algebraica de simulación por computadora que produce resultados dividiendo el modelo completo en pequeñas partes y calculando la interacción de estas piezas utilizando métodos numéricos, siendo la técnica de análisis apropiada para investigar la biomecánica de los implantes dentales.(4)

Todos los estudios clínicos sobre el concepto "All-on-four" se basan en implantes de carga inmediata. Sin embargo, los estudios biomecánicos previos que evaluaron el efecto de la angulación distal del implante en el hueso se basaron todos en modelos de carga retardada. Hasta la fecha, se han descrito pequeños informes biomecánicos sobre implantes de carga inmediata relacionados con el concepto "All on four".(3)

Los avances en los protocolos de carga para implantes dentales se han originado a partir de las expectativas clínicas de acortar el período en el que los pacientes deben permanecer desdentados. El trasfondo científico de la carga inmediata difiere completamente de los de la carga temprana y convencional. En este sentido, el entorno mecánico que actúa sobre los tejidos peri-implantarios durante la función inmediata puede definirse como una puerta de entrada a la óseo-integración.(8)

Por lo tanto, los estudios experimentales podrían ayudar a los odontólogos a comprender mejor las dificultades asociadas con la rehabilitación de maxilares severamente atróficos. En consecuencia, los experimentos in vivo a nivel de implante-pilar de implantes cargados

convencionalmente han demostrado que los retenedores de barra contribuyen a compartir la carga entre los implantes, y los cantiléver de extensión distal y no conducen a una carga excesiva de los implantes.(8)

Este proyecto pretende utilizar la técnica digital de elementos finitos para determinar cuál sería el efecto al colocar implantes con diferentes inclinaciones y cuáles los efectos de los tiempos de carga en las distribuciones de esfuerzo en el hueso peri-implantario tanto en modelos de carga inmediata como retardada en el hueso según el concepto “All on Four” en un maxilar edéntulo superior.

¿Cuál es la distribución de esfuerzo en el hueso peri-implantario en el maxilar, frente a una carga inmediata contra una carga retardada y diferentes ángulos de inclinación mediante elementos finitos?

4 JUSTIFICACIÓN

Este proyecto busca generar nuevos conocimientos sobre los efectos de las inclinaciones de los implantes en la oseointegración según las condiciones que exige la anatomía maxilar del paciente.

Esta información sería útil para el clínico porque le permitiría conocer la respuesta ósea a la carga y la distribución de la tensión masticatoria de acuerdo con la inclinación de los implantes, mediante la simulación que se realizará utilizando un análisis de elementos finitos. Estas simulaciones informáticas son cada vez más reales y precisas y muestra niveles de confiabilidad muy aceptables en sus resultados.(12)

Esta investigación se considera necesaria ya que permite experimentar la biomecánica de los implantes colocados con diferentes angulaciones, superando los problemas bioéticos del ensayo en humanos que no tendría justificación alguna. El análisis de elementos finitos permitirá obtener información útil para analizar posibles sobrecargas, micro daños óseos, resorción de la cortical y formación de cráteres de hueso alrededor del implante.(13)

El presente proyecto es factible porque será realizado en una entidad universitaria que cuenta con los equipos y software requeridos para el análisis de elementos finitos y con el recurso humano experimentado en el área. Además, el tema de la presente investigación realiza aportes a la línea de rehabilitación oral del Grupo de Investigación INSAO que estudia procedimientos de tratamiento clínico en esta área.

5 REFERENTE TEÓRICO

La cantidad de pérdida ósea que se produce durante el primer año posterior a la pérdida de los dientes es casi diez veces superior a la que ocurre en los años siguientes. La parte posterior desdentada de una mandíbula se reabsorbe a una velocidad cuatro veces superior a la de la parte anterior. Sin embargo, la altura original de hueso disponible en la mandíbula es de hasta el doble de la que presenta el maxilar. Por esto, la atrofia resultante en el maxilar, aunque es menor, influye sobre el posible paciente implantológico con una frecuencia similar que en la mandíbula. El reborde residual se modifica por palatino en el maxilar y por lingual en la mandíbula, respecto a la posición de los dientes, a expensas de la tabla cortical vestibular en todas las zonas de ambos maxilares, independientemente del número de dientes ausentes. El hueso de la parte posterior del maxilar pierde volumen de forma más rápida que cualquier otra región, debido a la neumatización del seno maxilar.(14)

Dentro de los 4 senos paranasales, los senos maxilares son los más importantes para la odontología debido a su proximidad a los dientes. A medida que se desarrolla el hueso maxilar, las cavidades de los senos se forman y llenan de aire, un proceso fisiológico llamado neumatización. La neumatización en sí hace que los senos maxilares se expandan hacia las estructuras anatómicas adyacentes, siendo el proceso alveolar la región anatómica con mayor tasa de prevalencia. Varios factores influyen en la neumatización de los senos maxilares, como la herencia, la neumatización de la membrana mucosa nasal, la configuración cráneo-facial, la densidad ósea, las cirugías de los senos paranasales, las hormonas de crecimiento, la presión del aire dentro de la cavidad del seno paranasal y un proceso relacionado con la edad.(15)

Cawood y Howell en 1988, establecieron seis clasificaciones para valorar la disponibilidad ósea en pacientes con edentulismo total. (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) (16) En un maxilar atrófico, clase V y VI la rehabilitación con implantes no proporciona suficiente hueso para la instalación de implantes de longitud estándar. Es

difícil instalar implantes estándar debido a la neumatización del seno maxilar, la reabsorción ósea, la estrecha aproximación del seno al hueso crestal o las bajas alturas alveolares.(4)

Durante las últimas décadas se han propuesto diversos procedimientos clínicos alternativos para colocar implantes en el maxilar posterior atrófico; uno de ellos es el aumento del piso del seno maxilar o el procedimiento de injerto óseo. Se han utilizado numerosos materiales de injerto, incluido hueso autólogo extraído de diferentes zonas, como la cadera, la bóveda craneal o el mentón.(11)

El uso de injertos óseos y elevación de seno ha sido una alternativa para mejorar la ubicación de colocación del implante y el comportamiento mecánico general de la prótesis al permitir la colocación de implantes en la parte posterior. Sin embargo, la naturaleza invasiva del procedimiento quirúrgico asociada con el mayor riesgo de morbilidad, los altos costos y el tiempo requerido para completar el tratamiento son los inconvenientes comúnmente citados. El potencial de escenarios tan complejos puede restringir el número, largo, ancho y posición de los implantes que se vayan a utilizar, afectando el diseño de la prótesis final. El desafío de la colocación de implantes en la región posterior también puede dar lugar a un cantiléver mas largo en la prótesis, aumentando el riesgo de falla biomecánica del implante.(7)

El concepto All on Four fue introducido por Malo et al en la década de 1990, en la cual dos implantes se colocan en la región anterior verticalmente y dos en la parte posterior en un ángulo de 30° a 45° grados, lo que brinda la ventaja de eliminar procedimientos quirúrgicos avanzados adicionales. Permite la rehabilitación de maxilares totalmente edéntulos con un volumen óseo mínimo. La corta duración del tratamiento, el bajo costo, la baja morbilidad del paciente y una mejor calidad de vida son otras ventajas de este procedimiento.(17) En este concepto, se considera que el ángulo máximo de los implantes posteriores es de 45° grados (Malo et al. 2003, 2005), y las inclinaciones distales se compensan con pilares angulados para disminuir la longitud del cantiléver de las restauraciones, aunque el ángulo

de inclinación ideal sigue siendo debatido.(3)

Desde un punto de vista teórico, el uso de implantes inclinados en el hueso crestral residual permite:

1. Colocación de implantes más largos, lo que aumenta el grado de área de contacto del implante con el hueso y también la estabilidad primaria del implante.
2. Una mayor distancia entre implantes, lo que permite la eliminación de cantiléver en la prótesis, lo que se traduce en una mejor situación de distribución de la carga.
3. Colocación de implantes en hueso residual, evitando técnicas más complejas, como la elevación de seno o procedimientos de injerto óseo.(11)

Este método es especialmente efectivo en el maxilar superior ya que la pérdida de altura ósea más rápida ocurre en la parte posterior del maxilar, y con esta técnica permite la colocación de implantes más largos y fuertes.(6)

El uso de cuatro implantes en el maxilar superior se ve favorecido por los resultados de los análisis de carga de implantes in vivo que demuestran que se puede lograr una distribución de carga favorable para prótesis de arcada completa con cuatro implantes siempre que se coloquen como "piedras angulares" dos en la parte posterior y dos anteriores bien separados.(10) Cuanto mayor sea la inclinación posterior de los implantes, menor será el cantiléver posterior, lo que también se espera que reduzca la cantidad de esfuerzo sobre los implantes. Sin embargo, las fuerzas angulares de los implantes están en duda. Algunos autores creen que si las cargas sobre los implantes están en ángulo, se producirá una reabsorción del hueso peri-implantario debido a las fuerzas de cizallamiento en la superficie implante-hueso.(6)

Análisis biomecánicos indican que los implantes más anteriores y posteriores que soportan una reconstrucción toman la mayor parte de la carga en la carga en cantiléver, independientemente del número de implantes intermedios. Para una distancia determinada entre el implante anterior y el posterior, la carga soportada por el implante con mayor carga

(el implante distal) es prácticamente independiente del número total de implantes que soportan la restauración. (10)

Desde una perspectiva biomecánica, los estudios de laboratorio sobre modelos y cálculos teóricos han indicado que los implantes inclinados, principalmente debido a la flexión, pueden aumentar el estrés en el hueso circundante. Estos estudios se realizaron en implantes individuales o arreglos lineales. En múltiples restauraciones protésicas implanto-soportadas, la extensión de los implantes y la rigidez de las prótesis reducirá la flexión de los implantes. Esta magnitud de la flexión puede ser mayor en el tratamiento de una sola unidad, lo que puede resultar en una pronunciada resorción ósea.(7)

Existe dos tipos de carga, la carga inmediata se define como la colocación de la prótesis en el mismo momento del implante o bien dentro de las 48 horas posteriores a la cx siempre y cuando se obtenga la estabilidad primaria adecuada; la prótesis entra en contacto oclusal con la dentición antagonista y por tanto en función desde el momento de su colocación y la carga tardía se refiere a periodos de cicatrización extendidos que superen como mínimo los seis meses, casos en los cuales solo se obtiene estabilidad primaria mínima con la colocación de los implantes en hueso de baja densidad, alvéolos pos extracción en los que no hay buen contacto primario entre hueso e implante, o situaciones de regeneración ósea.(18)

Todos los estudios clínicos sobre el “All on four” se basan en implantes de carga inmediata. Sin embargo, estudios biomecánicos previos que evaluaron el efecto de la angulación distal del implante en el hueso, todos se basaron en modelos de carga retrasada. Hasta la fecha, pequeños informes biomecánicos sobre carga inmediata. Los implantes relacionados con el concepto “All-on-4” han sido descritos.(3)

La carga inmediata de implantes está bien documentada para la mandíbula edéntula, mientras que solo unas pocas publicaciones sobre la carga inmediata en los maxilares edéntulos están disponibles. Debido a la menor densidad ósea en el maxilar, la carga

inmediata en esta región se percibe como un desafío mayor que en la mandíbula. Además, el anclaje del implante en el maxilar totalmente edéntulo a menudo se ve restringido debido a la reabsorción ósea, que es especialmente frecuente en la región posterior del arco maxilar, donde a menudo está indicado el injerto óseo. Se ha demostrado que el uso de la inclinación del implante en el maxilar es una alternativa al injerto óseo. Al inclinar el implante distal, se puede alcanzar una posición más posterior y se puede lograr un mejor anclaje del implante al beneficiarse de la cortical ósea de la pared del seno y la fosa nasal.(10)

Debido a que los protocolos de carga inmediata eliminan el período edéntulo, la carga inmediata en el maxilar superior ha recibido especial interés en los últimos años. Sin embargo, en tales casos, la planificación del tratamiento con respecto a la selección del diseño protésico puede ser un desafío. Se han documentado resultados prometedores con implantes de carga inmediata para maxilares completamente edéntulos, ya sea con prótesis fijas o removibles y los parcialmente edéntulos incluso en hueso de baja densidad.(8)

La inclinación de los implantes posteriores puede, desde un punto de vista biomecánico, tener la desventaja de promover la pérdida de hueso marginal debido al aumento de los esfuerzos en el hueso circundante. Los abundantes datos clínicos disponibles no respaldaron esta preocupación hipotética. Las revisiones sistemáticas previas y los metaanálisis no revelaron diferencias en la pérdida ósea marginal y las tasas de fracaso del implante entre los implantes axiales e inclinados en los resultados a corto y mediano plazo.(5)

El análisis de elementos finitos (AEF) es una técnica común para detectar la distribución de esfuerzos y el desplazamiento en sistemas mecánicos. Este enfoque se utiliza en los campos de la ingeniería, biología, sistemas, ortopedia e implantes dentales.

El AEF se originó a partir de la necesidad de resolver problemas complejos de análisis estructural y de elasticidad en la ingeniería civil y aeronáutica. Su desarrollo se remonta al trabajo de Alexander Hrennikoff (19) y Richard Courant. (20) Las raíces de la teoría se

remontan al método Ritz de análisis numérico, introducido por primera vez en 1909. El desarrollo ulterior de estas ideas continuó durante las décadas de 1940 y 1950. En 1953, los ingenieros comenzaron a usar los computadores para resolver problemas estructurales. (20) Una forma no invasiva de predecir la mecánica de contacto in vivo es el modelado computarizado. Para investigar la distribución de los esfuerzos alrededor del hueso peri-implantario, actualmente se han explorado varios métodos. Por nombrar algunos, tenemos el modelo foto elástico, el análisis de galgas extensiométricas y el Análisis de Elementos Finitos (AEF) tridimensional (3D) entre otros. (20)(21) Debido a la disponibilidad de software y la capacidad de determinar los esfuerzos y deformaciones en 3D, el Modelado de Elementos Finitos (MEF) se considera el método más utilizado (22).

El MEF básicamente representa un modelo numérico de análisis de esfuerzos y deformaciones en forma de cualquier geometría que se desea analizar o que sea de interés para el investigador. Por lo tanto, la forma se discretiza en los llamados elementos finitos acoplados a través de nodos. La precisión de los resultados está determinada por el tipo, la planificación y el número total de elementos utilizados para un modelo de estudio en particular (23).

AEF ayuda a detectar esfuerzos creados bajo carga mecánica en la interfase del implante. En la aplicación de AEF el sistema u objeto biológico es simulado por un modelo geométrico que consiste en elementos pequeños y refinados que están conectados entre sí a través de nodos (4).

Los pasos principales del AEF (20) son:

1. Pre-procesamiento: incluye datos CAD (diseño asistido por computadora), mallado y condiciones de contorno
2. Procesamiento o solución: Este es el paso en el que el software de la computadora hace el trabajo de cálculo. Internamente, el software realiza formulaciones de matrices, inversiones, multiplicaciones y soluciones

3. Pos-procesamiento: este paso incluye la visualización de resultados, verificaciones, conclusiones y pensar qué pasos se tomarían para mejorar el diseño.

El AEF ha sido transferido y adoptado del campo de la ingeniería al campo de los implantes dentales. Proporciona resultados numéricos útiles para la biomecánica del implante; por ejemplo, la distribución del esfuerzo tanto en el hueso como en el implante, como resultado de la carga del implante puede ser determinada por AEF.(24)

Tabla 1 Clasificación de Cawood y Howell

Clasificación	
Clase I	Rebordes dentados
Clase II	Cresta alveolar postextracción
Clase III	Reborde alveolar con adecuada altura y anchura
Clase IV	Crestas en filo de cuchillo con adecuada altura, pero insuficiente anchura
Clase V	Reborde con inadecuada altura y anchura
Clase VI	Presencia de depresiones en los rebordes

Fuente: A classification of the edentulous jaws (16)

6 OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar los efectos de las inclinaciones de los implantes y los tiempos de carga en distribuciones de los esfuerzos en el hueso peri-implantario basadas en modelos de carga inmediata y retardada a través de un análisis de elementos finitos (AEF).

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar las distribuciones de esfuerzos de Von Mises en el hueso peri-implantario bajo carga inmediata en las diferentes angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45° grados en los implantes en un modelo de elementos finitos.
- Evaluar las distribuciones de esfuerzos de Von Mises en el hueso peri-implantario bajo carga retardada, en las diferentes angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45° grados en los implantes en un modelo de elementos finitos.
- Comparar las distribuciones de esfuerzos de Von Mises en el hueso peri-implantario bajo carga inmediata en las diferentes angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45° versus las distribuciones de esfuerzos de Von Mises en el hueso peri-implantario bajo carga retardada, en las diferentes angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45° a través de un modelo de elementos finitos.

7 METODOLOGÍA

Clase de estudio: Computacional

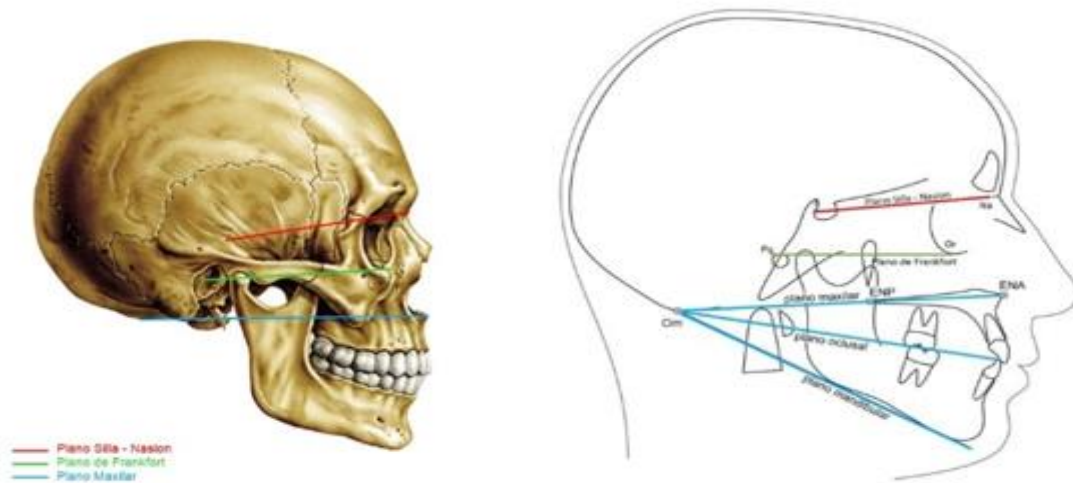
Consideraciones éticas: El proyecto no incluyó seres vivos ni información confidencial, se informó y se obtuvo el aval del Comité de Bioética de la Universidad Autónoma de Manizales, como así lo exige el protocolo.

El método de elementos finitos permitió un análisis extenso de un modelo bajo ciertas condiciones, además se compararon los resultados obtenidos con estudios previos reportados en modelos in vivo o modelos in situ, para validar los resultados obtenidos.

Modelado

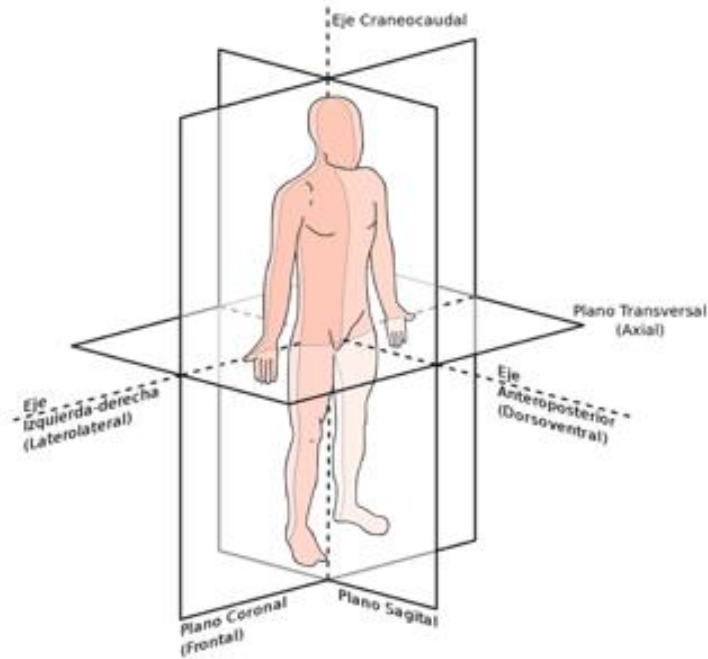
Se modeló un cráneo semi-completo haciendo referencia en el maxilar superior a partir de una nube de puntos obtenida de Turbosquid realizando operaciones booleanas, y creando parches de superficie garantizando un modelado tridimensional similar. Se empleó el software SolidWorks versión 2020 y Space Claim de Ansys versión 2020.(25) La geometría tridimensional del maxilar desdentado se construyó de acuerdo con la clasificación de Cawood et al (16) para un paciente que cumple con los requisitos para el tratamiento “All on four”.(3) Se muestran el CAD del cráneo desarrollado en la figura número 3.

Figura 1 Plano de Frankfort



Fuente: Planos de referencia (26)

Figura 2 Descripción del corte coronal



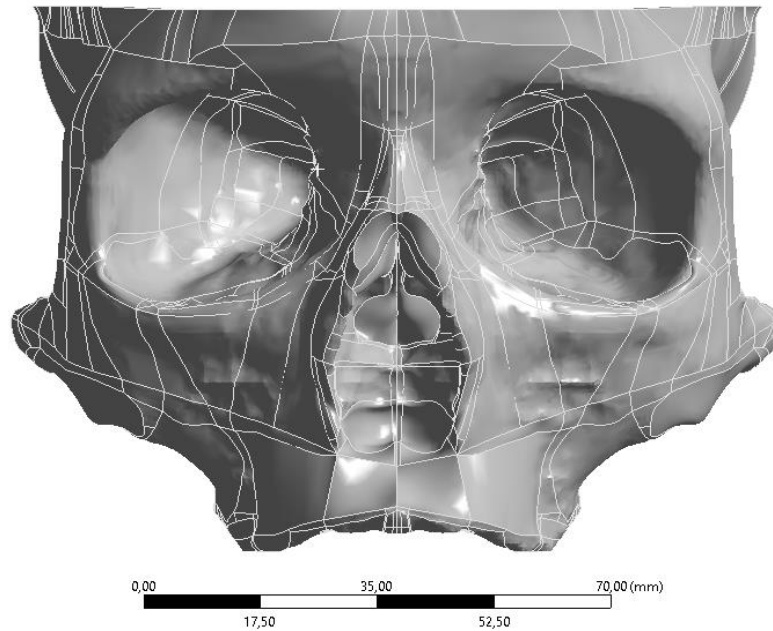
Fuente: Planos anatómicos (27)

Las condiciones de borde en este estudio fueron las siguientes: soporte fijo (fixed support) en la parte superior del cráneo, referenciado con el plano de Frankfort (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) y realizando un corte coronal pasando por el punto

Porio (

) como condición de soporte fijo por el cual se restringe el movimiento del maxilar.

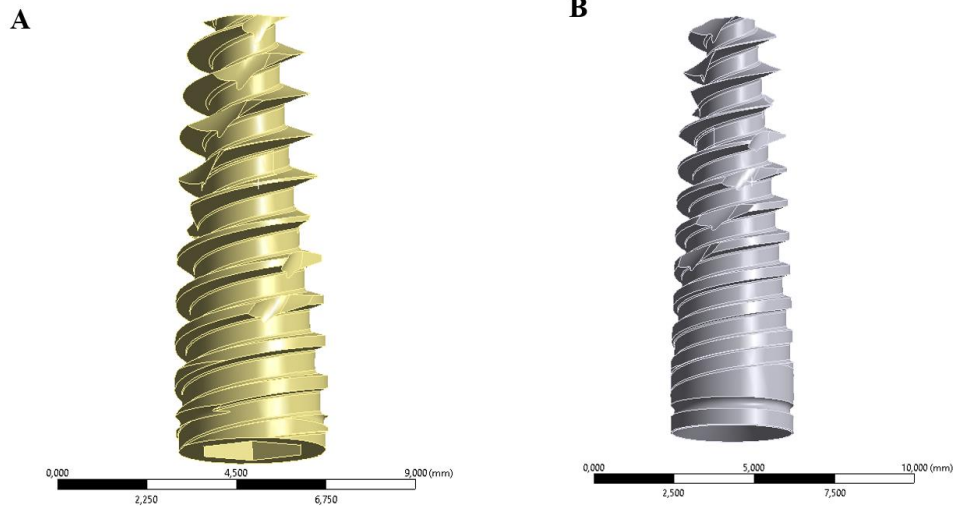
Figura 3 CAD del cráneo desarrollado



Fuente: Autor

Los implantes que se modelaron en este estudio cuentan con las siguientes dimensiones: En la región anterior del reborde alveolar se modelaron implantes de 11 mm de largo con un diámetro de 3,75 mm y en la región posterior se modelaron implantes de 13 mm de largo con un diámetro de 3,75 mm; por medio de operaciones booleanas tomando las medidas de estos, con un calibrador digital (Uberman MR) se realizó a través del software Solidworks versión 2020, considerando las medidas recomendadas para la técnica “All on four”.(3) Como se muestra en la figura 4: (A) Implante anterior de 3,75 mm de diámetro, por una longitud de 11 mm; (B) implante posterior de 3,75 mm de diámetro, por una longitud de 13 mm.

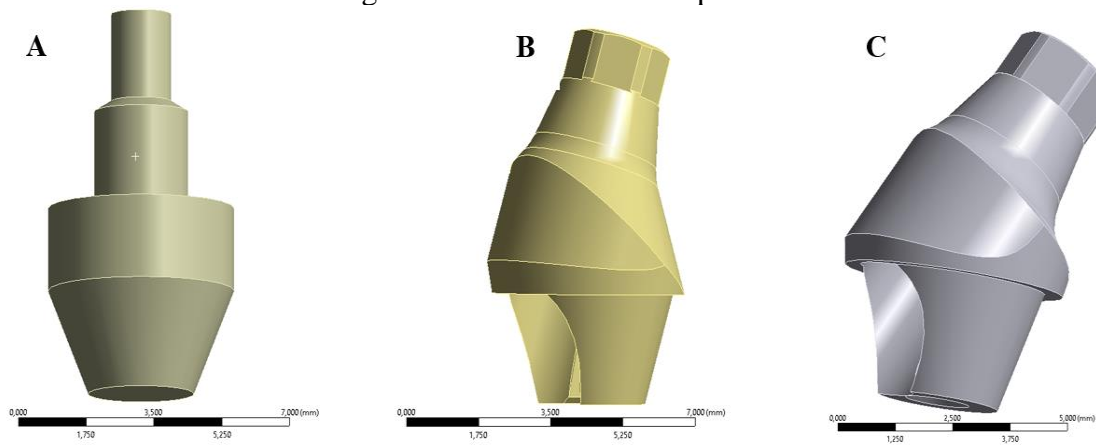
Figura 4 Modelado de implantes



Fuente autor

Se modelaron mini pilares rectos y angulados de 17° y 30° grados; utilizando para los implantes con inclinación de 0° pilares rectos, para 15° pilares de 17°, y para angulaciones de 30° y 45° pilares de 30° lo cual se muestra en la figura 5: Mini pilares (A) recto (B) 17° (C) 30°

Figura 5 Modelado de Mini pilares



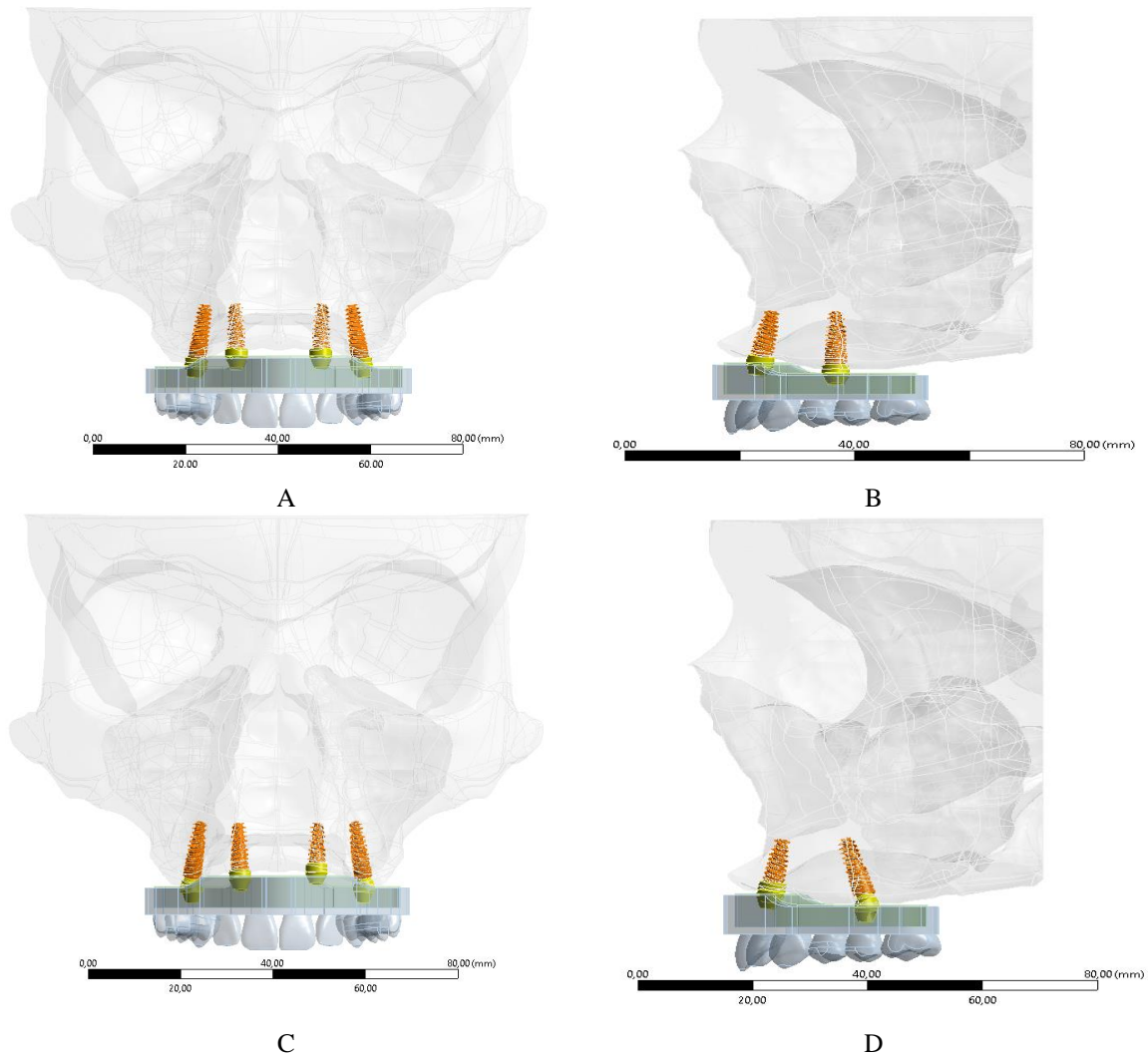
Fuente: autor

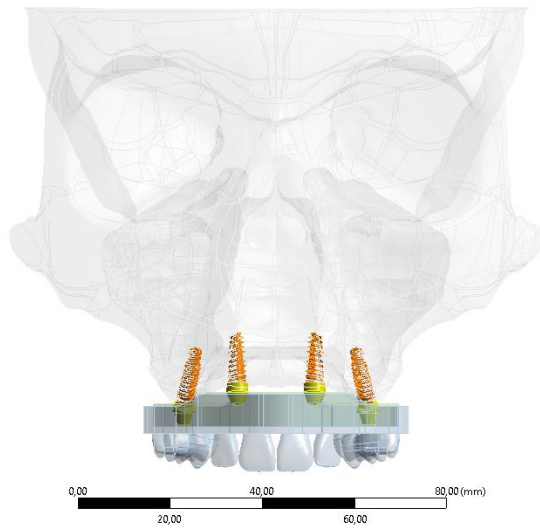
Se modelaron 8 modelos con diferentes ángulos de inclinación para los implantes posteriores (0°, 15°, 30° y 45° grados) (figura 6). Con respecto al plano oclusal y las

limitaciones anatómicas como son el seno maxilar y las fosas nasales, teniendo en cuenta dos tipos de carga. Además, se modeló una barra con forma de arco maxilar de 8 mm de espesor y 10 mm de alto. La extensión en cantiléver distal disminuye a medida que se va inclinando los implantes posteriores y la prótesis híbrida se diseñó con oclusión hasta el primer molar.

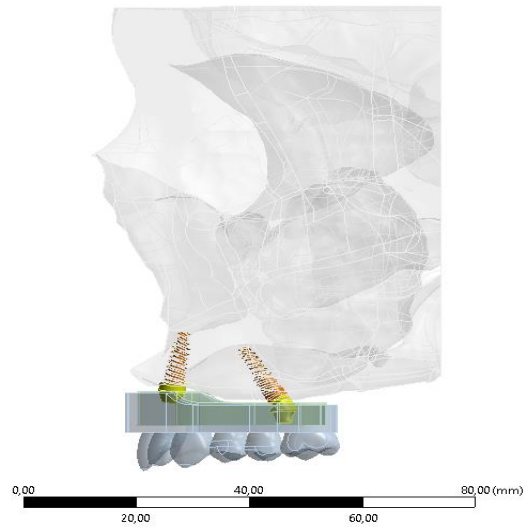
En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestran las 4 configuraciones, al momento de simular se cambia la condición de fricción y la condición de pegado entre la interfaz hueso implante.

Tabla 2 Modelado de los modelos 3D con diferentes ángulos de inclinación para los implantes posteriores (0° , 15° , 30° , 45°)

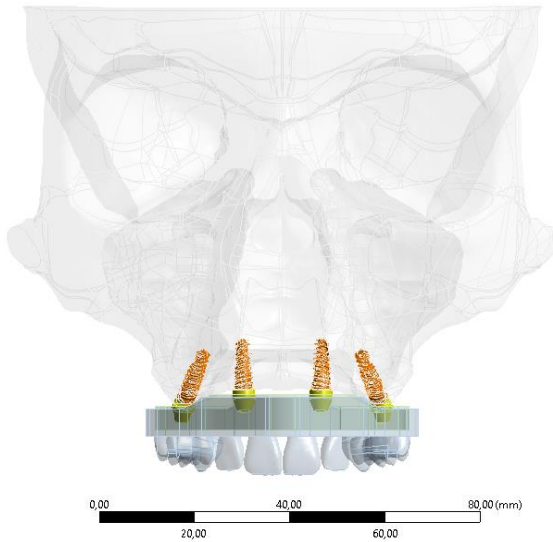




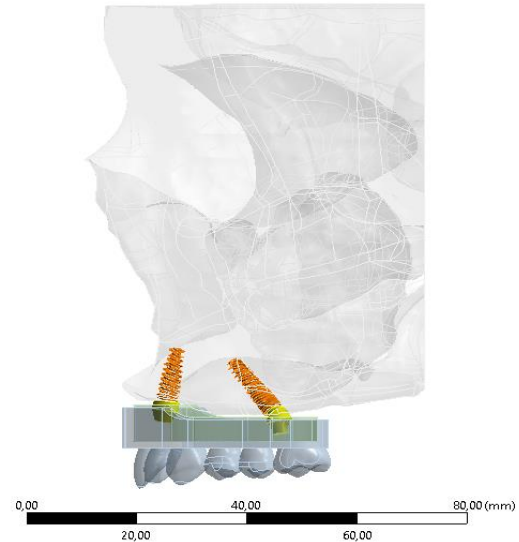
E



F



G



H

Fuente: autor

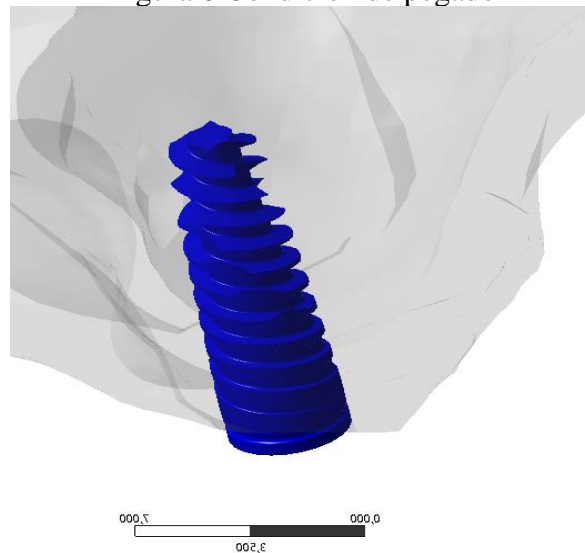
Condiciones de contacto

Las conexiones en este estudio fueron de pegado (bonded) entre: los implantes – mini pilares, mini pilares - barra protésica y de la barra a la prótesis híbrida. Excepto para los cuatro modelos de carga inmediata. En los modelos de carga inmediata, la interfaz implante-hueso se modeló como no oseointegrada y el coeficiente de fricción se estableció en 0,3.(3)

En los modelos de carga retardada, se consideró que las interfaces entre los implantes y el hueso lograron una óseo-integración completa. Lo que significa que estuvo en una condición de pegado (bonded).(3)

En la figura 6 se puede observar en azul el contacto entre el implante y el hueso perimplantar con una variación en los dos tipos de cargas.

Figura 6 Condición de pegado



Fuente: Autor

Condiciones de frontera

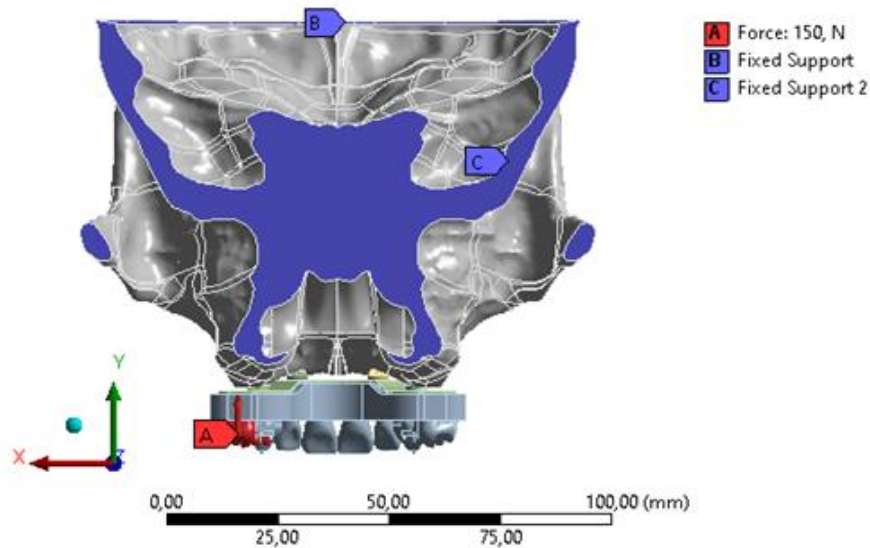
En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestran las condiciones de frontera de este estudio:

Condición A en la parte posterior del maxilar se aplicó una fuerza de 150 N para evaluar la distribución de esfuerzos de todos los modelos, que representa la fuerza de masticación en el cantiléver distal de la superestructura de forma bilateral, debido a que la fuerza de mordida es mayor en la región posterior, se determinaron los puntos de carga en el primer premolar y primer molar.(4) Para los casos de carga inmediata la carga se divide en 6 pasos para facilitar la convergencia del modelo no lineal.

Condición B (Soporte fijo) se restringe el movimiento del cráneo en sentido vertical (Y) además de sentido horizontal (X).

Condición C (Soporte fijo) se restringe el movimiento del cráneo. En sentido antero posterior (Z) además de sentido horizontal (X).

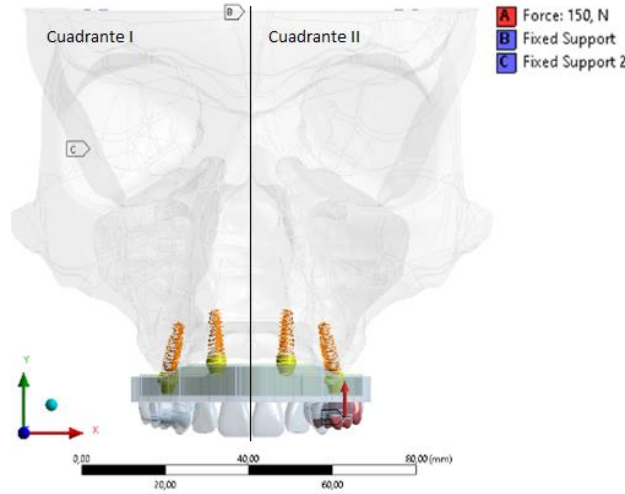
Figura 7 Condición de fronteras



Fuente: Autor

Aplicando la nomenclatura odontológica por cuadrantes se denominarán implantes derechos anterior y posterior a los que se encuentran ubicados en el cuadrante I e implantes izquierdos anterior y posterior a los que se encuentran en el cuadrante II. Como se observa en la (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

Figura 8 Ubicación de los implantes



Fuente: Autor

Materiales

Todos los cuerpos sólidos se consideraron homogéneos, linealmente elásticos e isotrópicos. Los valores del módulo de elasticidad y la relación de Poisson que se utilizaron en este estudio se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3 Propiedades mecánicas de los materiales

Material	Módulo de Young (MPa)	Radio de Poisson
Hueso cortical (Bacchi et al. 2013) (26)	13.07	0.3
Aleación de titanio (Benzing et al. 1995) (27) (Bacchi y col. 2013)	110	0.35
Aleación de cobalto-cromo (2)	200	0.30
Acrílico (4)	3	0.35

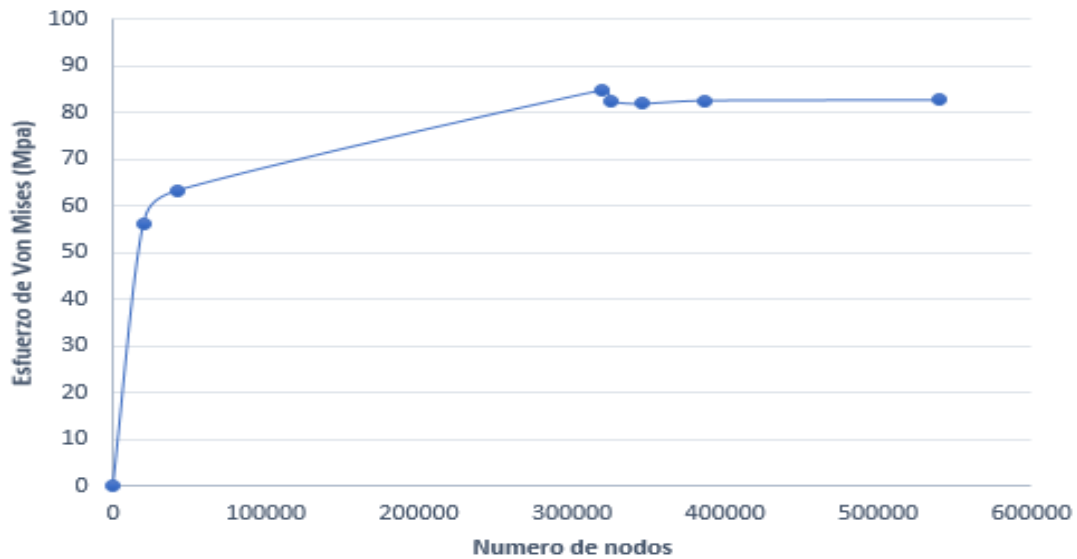
Fuente: Biomechanical comparison of implant inclinations and load times (3).

Convergencia de malla

En los análisis de elementos finitos es necesario que los modelos simulados tengan una independencia de malla para que los resultados sean confiables (3), es por esto que es necesario generar una convergencia de malla o una independencia de malla; la independencia de malla se realiza por medio de un análisis ya sea de la deformación

(desplazamiento) o del esfuerzo equivalente de Von Mises y se va aumentando paulatinamente el número de nodos y elementos esto con el fin de encontrar un punto donde el cambio de la deformación o el esfuerzo sea menor al 5%. En la Figura 9. Se muestra la convergencia de malla para el presente trabajo.

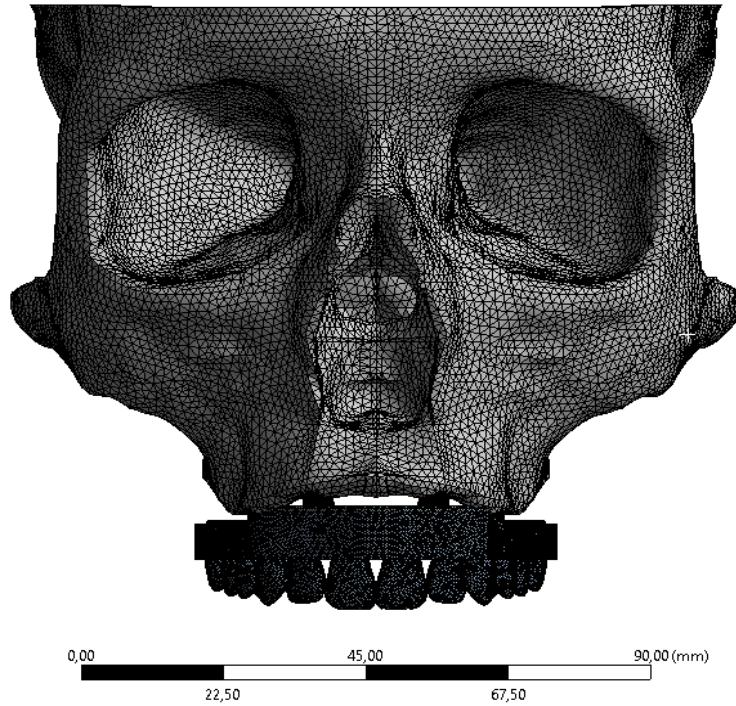
Figura 9 Convergencia de malla



Fuente: Autor

Para todos los modelos del presente estudio se tomó una malla aproximada de 324.916 nodos aproximadamente, los elementos utilizados para este estudio fueron elementos tetraédricos de 10 nodos los cuales son capaces de adaptarse de una forma excelente a formas complejas tales como el cráneo los dientes y los implantes (28). Como se puede observar en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

Figura 10 Malla



Fuente: Autor

En la tabla 4 se muestra el número de nodos de cada pieza según las diferentes inclinaciones; se considera que los modelos de carga inmediata y carga retardada tienen el mismo número de nodos.

Tabla 4 Número de nodos

Región Inclinación	Cráneo	Prótesis	Barra	Mini Pilar recto	Implante anterior 3,75mm x 11mm	Mini Pilar angulado	Implante posterior 3,75mm x13 mm
0 °	78106	84399	54779	16019	12732	15991	17021
15 °	78158	84318	55642	16019	12759	11307	16991
30 °	78118	84351	55474	15991	12785	10508	17024
45 °	78215	84479	55008	15991	12769	10527	17069

Fuente: autor

Análisis de esfuerzos

Todo lo anterior fue simulado mediante el software ANYS Workbench 20.0 para realizar el análisis de esfuerzos de los 8 modelos 3D construidos, donde se realizaron 4 bajo carga inmediata y 4 bajo carga retardada, en estos modelos se obtuvo un esfuerzo equivalente de Von Mises de la interfaz entre el hueso y los implantes con angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45° grados y el efecto de la carga inmediata y carga retardada. La complejidad de estos modelos es un factor por considerar debido a la cantidad de nodos y al tiempo de cómputo en los modelos de carga inmediata, este tiempo de cómputo tuvo una duración entre 90 y 100 horas con un tamaño de documento aproximado a las 30 GB. Estos resultados estarán consignados en el apartado de resultados

8 RESULTADOS

En esta sección se presentan los esfuerzos de Von Mises (MPa) en el hueso peri-implantario para los implantes: anterior derecho, posterior derecho, anterior izquierdo y posterior izquierdo bajo carga inmediata y carga retardada analizando las diferentes inclinaciones (0°, 15°, 30° y 45°) en los implantes posteriores

En la tabla N°5 se reportan los resultados obtenidos de la distribución de esfuerzos de Von Mises bajo carga inmediata y retardada

Tabla 5 Resultados de los esfuerzos de Von Mises (en MPa) medido en el hueso peri-implantario en las diferentes angulaciones, según carga inmediata y retardada

Inclinación	Bajo carga inmediata				Bajo carga retardada			
	Implante anterior derecho	Implante posterior derecho	Implante anterior izquierdo	Implante posterior izquierdo	Implante anterior derecho	Implante posterior derecho	Implante anterior izquierdo	Implante posterior izquierdo
0°	10.77	4.66	6.56	82.36	5.28	10.9	6.22	70.5
15°	6.03	7.81	2.57	67.62	3.18	3.86	3.03	66.68
30°	3.04	5.2	4.13	45.95	5.61	2.82	6.19	44.46
45°	4.38	2.84	6.43	33.63	5.25	3.32	7.93	27.94

Fuente: autor

Bajo los efectos de carga inmediata se pudo observar que se presentó un mayor esfuerzo en el implante posterior izquierdo a 0° de 82.36 MPa por el contrario en el modelo de 45° se observó un esfuerzo de 33.63 MPa el cual es menor al de cero grados.

Bajo los efectos de carga retardada se puede ver que existe un mayor esfuerzo en el implante posterior izquierdo a 0° (70.5 MPa) por el contrario en el modelo de 45° tiene un esfuerzo de 27.94 MPa el cual es menor al de cero grados.

En la siguiente tabla se muestran los valores de carga inmediata en contraparte con la carga retardada (Tabla 6).

Tabla 6 Resultados de la diferencia del efecto de la carga retardada vs inmediata observada en las distribuciones de esfuerzos de Von Mises (MPa) en el hueso peri-implantario

Inclinación	Implante anterior	Implante posterior	Implante anterior	Implante posterior
	derecho	derecho	izquierdo	izquierdo
0°	5.49*	6.24♦	0.34*	11.86*
15°	2.85*	3.95*	0.46♦	0.94*
30°	2.57♦	2.38*	2.06♦	1.49*
45°	0.87♦	0.48♦	1.5♦	5.69*

*Diferencia obtenida cuando la carga inmediata era mayor. ♦Diferencia obtenida cuando la carga retardada era mayor.

Fuente: autor

En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** cuando se analiza la concentración de esfuerzos en el implante posterior izquierdo y se compara la carga retardada con la carga inmediata, se observó que hay mayor concentración de esfuerzo durante la carga inmediata, pero es de destacar que cuando se analizan las otras inclinaciones como son el implante anterior derecho a 30° y 45°, el implante posterior derecho a 0° y 45°, y el implante anterior izquierdo a 15°, 30° y 45° se presentó mayor esfuerzo en la carga retardada que en la carga inmediata

9 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Cuando se considera la técnica de All on four en el maxilar superior hay aspectos que deben ser tenidos en cuenta y que poco a poco la investigación ha ido dilucidando con el tiempo. En primer lugar, no se sigue el protocolo de carga retardada de Branemark ya que se pretende eliminar la discapacidad psicológica y funcional durante el período de cicatrización. Se pretende también utilizar una técnica quirúrgica y una carga inmediata de los implantes lo que ha mostrado resultados clínicos satisfactorios y predecibles. En segundo lugar, el uso de implantes inclinados fue controversial en sus inicios por los posibles sobreesfuerzos que se podrían ocasionar sobre los implantes y el hueso circundante. Sin embargo, desde hace años estudios clínicos demostraron que el uso de implantes angulados para rehabilitar maxilares atróficos podría ser una alternativa viable a los procedimientos de aumento óseo en la zona posterior ya que permiten una satisfacción funcional y estética de los pacientes.(29)

El factor principal que lleva al éxito o el fracaso de los implantes dentales es la forma en que se transfiere el esfuerzo al hueso circundante. Por lo tanto, es importante comprender los complejos factores biomecánicos que subyacen a la terapia con implantes.(4)

A pesar de que el análisis de elementos finitos proporciona resultados aproximados debido a la estructura compleja de los huesos, dicho análisis permite explicar ciertos comportamientos biomecánicos que proporcionarán a los clínicos fundamentos importantes para su práctica en la rehabilitación de pacientes desdentados totales superiores en maxilares con una reabsorción ósea que impida el uso de implantes estándar en el reborde alveolar posterior.

En la presente investigación mediante las diferentes simulaciones se pudo apreciar bajo carga inmediata y retardada, la gran influencia que tiene el grado de inclinación de los implantes posteriores, presentándose la mayor concentración de esfuerzos en los implantes a cero grados, concentración que fue disminuyendo a medida que aumentaba la inclinación y presentándose la menor concentración en los implantes a 45 grados. Es de resaltar que los

resultados presentaron concentración de esfuerzos menores para la carga retardada en las diferentes inclinaciones cuando se comparaban con la carga inmediata.

Muy pocos informes han analizado el resultado de los procedimientos de carga inmediata en pacientes edéntulos, dado que la carga inmediata del maxilar edéntulo ha tardado años en ser considerada como una opción de tratamiento viable. (30) En la actualidad se ha considerado la carga inmediata como una opción de tratamiento para los pacientes que cumplan con ciertas condiciones, entre estas se debe tener en cuenta la estabilidad primaria de los implantes como un factor de suma importancia para lograr el éxito a largo plazo.

En un estudio se encontró que la estabilidad primaria es importante para que los implantes logren una oseointegración exitosa. El micromovimiento en la interfaz hueso-implante es más crítico para el éxito del implante que el momento de la carga. Otros estudios (31) indicaron que el micromovimiento en la interfaz de contacto entre el hueso y los implantes debe ser inferior a 100 μ m para lograr la oseointegración en lugar de la encapsulación fibrosa; informaron que el micromovimiento no debe exceder los 50-100 μ m. (32)

En contraste en el presente estudio se simuló una situación de carga inmediata sobre los implantes, y se encontró que el desplazamiento de los implantes estuvo en un rango menor de 4 mm, lo que implica una situación favorable para la oseointegración independientemente del ángulo de inclinación de los implantes distales. El éxito clínico y el buen comportamiento biomecánico en el tratamiento mediante la técnica All on four, puede en parte ser explicado por la ferulización inmediata de los 4 implantes a través de una barra de arco cruzado y además con la compensación que proporcionan los minipilares cónicos lo que permite una disipación de los esfuerzos generados a pesar de la inclinación de los implantes, lo que indica que la reabsorción ósea o la fractura ósea no ocurrirían bajo las condiciones de este estudio. (3)

Se ha afirmado que los campos de esfuerzo rara vez alcanzan las partes apicales de los implantes y los huesos esponjosos, por lo tanto, la inclinación de los implantes no puede causar complicaciones biomecánicas. Un estudio reciente sobre inclinaciones de implantes en el tratamiento All on four avala este hallazgo en el que los autores afirman que la

distribución de esfuerzos fue superior en los modelos de 30° y 45° que en los modelos de 0° y 15°, de igual forma Ahmadi et al (33) utilizaron un análisis de elementos finitos para determinar el comportamiento de carga de una prótesis implanto soportada "All on four" en el maxilar superior fabricada con diferentes materiales de estructura y el estado de cicatrización de la interfaz de hueso-implante y concluyeron que después de la oseointegración, el material de la estructura no tuvo una influencia evidente sobre los esfuerzos en el hueso y que en el estado osteointegrado, los esfuerzos máximos se reducen diez veces.

En la presente investigación cuando se analiza la concentración de esfuerzos en el implante posterior izquierdo al cual se aplica la carga haciendo una comparación entre carga retardada con la carga inmediata, se observó que hay mayor concentración de esfuerzo durante la carga inmediata, pero es de destacar que cuando se analizan las otras inclinaciones como son el implante anterior derecho a 30° y 45°, el implante posterior derecho a 0° y 45°, y el implante anterior izquierdo a 15°, 30° y 45° se presentó mayor esfuerzo en la carga retardada que en la carga inmediata. Otros autores (3) han encontrado que independientemente del tiempo de carga, los modelos de 0 grados mostraron el mayor micromovimiento. Este micromovimiento aumentó gradualmente a medida que el ángulo aumentaba de 15 a 30 y 45 en los modelos de carga inmediata, y el micromovimiento también aumentó en los modelos de carga retardada. En general, el micromovimiento en los modelos de carga inmediata fueron superiores al de los modelos de carga retardada. (3)

Diferente de lo que se ha mostrado previamente, en la presente investigación y en otros estudios, Küçükkurt et al (34) concluyeron que los implantes inclinados no debe estar entre las primeras opciones de tratamiento en la región maxilar posterior debido a la tensión excesiva sobre el hueso y el implante en condiciones de fuerza oblicua. Concluyeron que se debe hacer todo lo posible para evitar las extensiones en cantiléver distal, ya que proporcionaron los resultados menos exitosos entre los métodos de tratamiento alternativos basados en las simulaciones del modelo (34).

El presente estudio coincide con la mayoría de otros estudios en cuanto a que la inclinación

del implante distal tiene varias ventajas, como proporcionar un soporte molar adecuado al disminuir la longitud del cantiléver y aumentar la distancia anteroposterior (AP) (29). Además, la inclinación del implante puede contribuir al anclaje del implante distal y respaldar la estabilidad primaria. (35) En contraste con las ventajas mencionadas anteriormente, se informó que la inclinación del implante aumenta el esfuerzo. (7) Cuando el ángulo del implante distal aumentó de 30° a 45°, los esfuerzos en el hueso disminuyeron, aunque se esperaba un aumento en los esfuerzos generados en el hueso, en realidad hay una disminución. (4) La disminución inesperada en los valores de esfuerzo como se indica en (36) puede deberse a la longitud más corta del cantiléver en los implantes de 45°. Los resultados indican que aumentar el grado de inclinación no siempre aumenta el valor de esfuerzo. El acortamiento de la longitud del cantiléver puede compensar el aumento esperado de la tensión causado por el mayor grado de inclinación del implante. Otros autores (4) encontraron que una inclinación de 45° del implante provoca valores de esfuerzo más bajos que los modelos de 30° debido a un cantiléver más corto.

En otro estudio (6) se ha encontrado también que los niveles de esfuerzo sobre el implante posterior disminuyen al aumentar el ángulo, pero se distribuyen más a lo largo del hueso crestral hacia el lado distal. En otras palabras, cuanto más vertical sea el implante posterior y más larga sea la prótesis cantiléver, mayor será la cantidad de estrés y más concentrada la distribución de estos.

Un dato interesante en la investigación de Saleh (6) se relaciona con el hecho de que la aplicación de dos implantes más (6 implantes) pero con longitudes de cantiléver más largas no disminuyeron el esfuerzo en el hueso esponjoso. Por lo tanto, se puede concluir que el efecto de la longitud del cantiléver es el factor principal y puede disminuir el estrés incluso con menos implantes. De hecho, este estudio muestra que la disminución de la longitud del cantiléver con cuatro implantes disminuyó significativamente la cantidad de esfuerzo, en comparación con los cantilévers más largos con seis implantes en hueso esponjoso del maxilar. Sin embargo, esta disminución no fue significativa en el hueso cortical. Esto coincidía aproximadamente con los hallazgos de Takehashi et al. (37)

Se puede indicar y de acuerdo también con otros autores que el hallazgo podría ser el resultado del efecto combinado del ángulo de inclinación y la longitud del cantiléver. Pero este hallazgo probó que la disminución de la longitud del cantiléver desempeñó un papel importante en la disminución de la distribución de esfuerzos en el hueso peri-implantario. En general los modelos construidos podrían no producir reabsorción o fractura óseas bajo carga inmediata y retardada para los valores de tensión calculados y el micromovimiento no excedía los valores límite. Por lo tanto, todos estos modelos se pueden utilizar en la práctica clínica. Pero es obvio que se debe evitar o minimizar el uso de cantilévers. (38) Por lo tanto, deben evitarse los modelos 0° y 15° con cantilévers más largos. (3)

Los resultados y la discusión de este trabajo deben partir de la base de que los estudios de AEF tienen limitaciones. Si bien se simula la práctica clínica y se proporciona una comprensión más amplia de las distribuciones de esfuerzos, se necesitan ensayos de laboratorio y clínicos a largo plazo para verificar los resultados

10 CONCLUSIONES

Con las limitaciones propias de un estudio de análisis de elementos finitos y sin ningún conflicto de interés potencial en la presente investigación se puede concluir que:

- La mayor concentración de esfuerzos en carga inmediata y retardada se dio en los implantes a cero grados, concentración que fue disminuyendo a medida que aumentaba la inclinación y presentándose la menor concentración en los implantes a 45 grados.
- Los modelos de carga inmediata presentaron mayor esfuerzo de Von Mises en el hueso peri-implantario respecto a los modelos de carga retardada.
- Este estudio mostró que las inclinaciones de 0° y 15° implican un aumento del cantiléver.

De acuerdo con los resultados de esta investigación y de estudios previos estas inclinaciones generan mayor concentración de esfuerzos en el hueso peri-implantario, lo que podría comprometer la supervivencia de los implantes a largo plazo.

11 RECOMENDACIONES

Debido a las limitaciones que tiene un modelo computacional ya que básicamente representa con precisión la matemática y su solución, es difícil determinar el grado en que estos modelos son una representación precisa del mundo real. Se hace necesario que los estudios de análisis de elementos finitos sean validados.

Los resultados generados en esta investigación en lo relacionado con la construcción de los modelos en 3D deben servir como insumos a futuras investigaciones, de igual forma se debe seguir profundizando en la solución de problemas biomecánicos en implantología y explorar nuevas líneas de trabajo a través del análisis de elementos finitos, puesto que proporcionan información valiosa en la aplicación clínica que serían difíciles de estudiar mediante otros métodos por el compromiso ético que conlleva realizar estas simulaciones de este tipo en seres humanos

12 REFERENCIAS

1. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature [Internet]. Vol. 85, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc.; 2001 [cited 2021 Mar 20]. p. 585–98.
2. Kumari A, Malhotra P, Phogat S, Yadav B, Yadav J, Phukela SS. A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in an all-on-four situation in atrophic maxilla as affected by the tilt of the implants and varying cantilever lengths. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020 Oct;20(4):409–16.
3. Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019;22(6):585–94.
4. Gümrükçü Z, Korkmaz YT. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*. 2018 Jun;56(6):979–89.
5. Hopp M, de Araújo 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* [Internet]. 2017 Oct 1 [cited 2022 Feb 3];19(5):849–59.
6. Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The Comparison of Stress Distribution with Different Implant Numbers and Inclination Angles In All-on-four and Conventional Methods in Maxilla: A Finite Element Analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* [Internet]. 2015 Dec 30 [cited 2022 Feb 3];9(4):246–53.
7. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2015 Jan 1 [cited 2022 Feb 2];17 Suppl 1(S1):e332–42.
8. Akca K, Eser A, Eckert S, Cavusoglu Y, Cehreli MC. Immediate versus conventional loading of implant-supported maxillary overdentures: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013 Mar [cited 2022 Feb 3];28(2):e57–63.

9. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011 Jan;105(1):5–13.
10. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res [Internet].* 2005 [cited 2022 Feb 2];7 Suppl 1(SUPPL. 1):s88–94.
11. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: A clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res [Internet].* 2001 [cited 2021 Apr 20];3(1):39–49.
12. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. Effects of implant tilting and the loading direction on the displacement and micromotion of immediately loaded implants: An in vitro experiment and finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 2017 Aug;47(4):251–62.
13. Boukhelif A, Merdji A, Roy S, Alkhalidi H, Abu-Alshaikh I, Della N, et al. Effect of supporting implants inclination on stability of fixed partial denture: A finite element study. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* 2020 Oct;234(10):1162–71.
14. Mish C. Disponibilidad de hueso e implantología dental. Tercera ed. Elsevier, editor. Madrid; 2009. 105–127 p.
15. Cavalcanti MC, Guirado TE, Sapata VM, Costa C, Pannuti CM, Jung RE, et al. Maxillary sinus floor pneumatization and alveolar ridge resorption after tooth loss: a cross-sectional study. *Braz Oral Res.* 2018;32.
16. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988;17(4):232–6.
17. Kumari A, Malhotra P, Phogat S, Yadav B, Yadav J, Phukela SS. A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in an all-on-four situation in atrophic maxilla as affected by the tilt of the implants and varying cantilever lengths. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020 Oct;20(4):409.
18. Paola Andrea Arango, Andres Felipe Porras JAA. Carga inmediata sobre implante unico: estudio clinico prospectivo. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2009;21 No° 1.

19. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2014;4(3):200–3.
20. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21(3):425–32.
21. Reddy MS, Sundram R EAH. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review.e. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11(Suppl 2):S85–91.
22. Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016;7(3):1–11.
23. Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *Int J Implant Dent.* 2018;4(1).
24. Prado F, Rossi A, Freire A, Ferreira Caria P. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian J Dent Res.* 2014;25(3):390–7.
25. Jessica Lorena Bazurto Aguirre YM zambrano E. Implantes cigomáticos en abordajes intra sinusal y extra maxilar para rehabilitación protésica en maxilares severamente atróficos. análisis de elementos finitos. 2021.
26. Planos de referencia intracraneanos - Factores limitantes - FACE Perú [Internet]. [cited 2022 Jun 30].
27. PLANO SAGITAL – PLANOS ANATOMICOS [Internet]. [cited 2022 Jun 30].
28. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, et al. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent.*
29. Cavalli N, Barbaro B, Spasari D, Azzola F, Ciatti A, Francetti L. Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: A retrospective study. *Int J Dent.* 2012;2012.
30. De Bruyn H, Raes S, Östman PO, Cosyn J. Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines. *Periodontol 2000.* 2014;66(1):153–87.

31. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. [cited 2021 Mar 20];15(1):15–46.
32. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* 2009 May;20(5):467–71.
33. Ahmadi A, Dörsam I, Stark H, Hersey S, Bourauel C, Keilig L. The all-on-4 concept in the maxilla-A biomechanical analysis involving high performance polymers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2021 Nov;109(11):1698–705.
34. Küçük Kurt S, Alpaslan G, Kurt A. Biomechanical comparison of sinus floor elevation and alternative treatment methods for dental implant placement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017 Feb;20(3):284–93.
35. Poletto-Neto V, Tretto PHW, Zen BM, SBacchi A, Santos MBF Dos. Influence of implant inclination and prosthetic abutment type on the biomechanics of implant-supported fixed partial dentures. *J Oral Implantol.* 2019;45(5):343–9.
36. 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.
37. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010 Oct;54(4):179–84.
38. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):239–46.