



ANÁLISIS DEL ESFUERZO EN EL HUESO CORTICAL Y HUESO TRABECULADO
DEL SISTEMA “ALL ON FOUR” FRENTE A DISEÑOS ALTERNATIVOS EN
MANDIBULAS SEVERAMENTE ATRÓFICAS MEDIANTE UN ENFOQUE DE
ELEMENTOS FINITOS

CLAUDIA VIVIANA GIRALDO RAIGOSA

ANGHY MELISSA HOYOS ÁLZATE

STEPHANIE PINEDA RODRÍGUEZ

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL

MANIZALES

2022

ANÁLISIS DEL ESFUERZO EN EL HUESO CORTICAL Y HUESO TRABECULADO
DEL SISTEMA “ALL ON FOUR” FRENTE A DISEÑOS ALTERNATIVOS EN
MANDIBULAS SEVERAMENTE ATRÓFICAS MEDIANTE UN ENFOQUE DE
ELEMENTOS FINITOS

Autores

CLAUDIA VIVIANA GIRALDO RAIGOSA
ANGHY MELISSA HOYOS ÁLZATE
STEPHANIE PINEDA RODRÍGUEZ

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

Tutores

OSCAR HERNAN ZULUAGA LÓPEZ
JUAN ALBERTO ARISTIZABAL HOYOS
JUAN SEBASTIAN ARISTIZABAL MULETT

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

2022

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, Agradecemos a DIOS por permitirnos tener tan buena experiencia en la realización de este proyecto que es fruto de la entrega y amor por nuestra profesión, agradecemos el apoyo constante de nuestras familias, sumado al gran aporte realizado por los docentes que nos guiaron en este proceso que hoy culmina, y para finalizar un agradecimiento especial a nuestras colegas de posgrado quienes con su compañerismo, amistad y apoyo moral hicieron de este proceso algo más ameno.

RESUMEN

Objetivo: Analizar la distribución de los esfuerzos en la interfaz hueso – implante la cual comprende el hueso cortical y hueso trabeculado en el modelo “All on four” y en los diseños alternativos en mandíbulas severamente atróficas, a través de modelos de elementos finitos.

Metodología: Se modeló una mandíbula desde el cóndilo, la rama mandibular y el cuerpo de la mandíbula edéntula completa a partir de una nube de puntos obtenida del software turbosquid realizando operaciones booleanas para crear el modelo tridimensional utilizando el software solidworks 2020 y Space claim de Ansys versión 2020 creando parches que van uniendo los diferentes puntos de la nube esto para garantizar un modelo similar a la geometría de la mandíbula. Esta geometría esta entre los percentiles anatómicos de una persona latinoamericana de etnia colombiana, lo que garantizó una mayor aplicabilidad en casos clínicos reales.

Resultados: Se observó una diferencia en la distribución del esfuerzo en el hueso cortical en donde el modelo de “All on four” mostró los mayores valores de 20.23 MPa, en comparación con los valores menores registrados en el modelo de 6 implantes (15.29 MPa). En la distribución de esfuerzo en el hueso trabeculado en el modelo de 6 implantes mostró un valor mayor que en el resto (3.44 MPa), mientras que el modelo de “All on four” fue el que obtuvo menor valor (1.80 MPa).

Conclusiones: Los resultados de los esfuerzos de Von Mises (MPa) en el hueso cortical y en el hueso trabeculado, sobre el sistema “All on four”, y los diseños alternativos mostró, bajo los efectos de una fuerza de 100 N, una mayor concentración de esfuerzos en el hueso cortical sobre el sistema “All on four” mientras que en el hueso trabeculado se observó un comportamiento diferente traducido en una mayor concentración de esfuerzos en el modelo de 4 implantes rectos.

Palabras Claves: Implantes dentales, Prótesis híbrida, Reabsorción ósea, Análisis de elementos finitos.

ABSTRACT

Objective: To analyze the distribution of stresses in the bone-implant interface, which includes cortical bone and trabeculated bone in the "All on four" model and in alternative designs in severely atrophic mandibles, through finite element models.

Methodology: A mandible was modeled from the condyle, the mandibular ramus and the body of the complete edentulous mandible from a point cloud obtained from the turbosquid software, performing boolean operations to create the three-dimensional model using solidworks 2020 software and Ansys Space claim. version 2020 creating patches that join the different points of the cloud to guarantee a model similar to the geometry of the jaw. This geometry is between the anatomical percentiles of a Latin American person of Colombian ethnicity, which guaranteed greater applicability in real clinical cases.

Results: Results of Von Mises stresses (MPa) in cortical bone and trabeculated bone are described for models with 4 straight implants (2 long anterior and 2 short posterior), 6 straight implants (2 long anterior and 4 short posterior) and model of inclined implants "All on four", where the differences between the concept of "All on four" and alternative designs can be evidenced. In general, table 5 shows how, under the effects of a force of 100 N, it was possible to show a greater effort in the "All on four" model in cortical bone, while in trabeculated bone it showed a different behavior translated in lower stress, the alternative model of 4 straight implants showed a higher stress in the trabeculated bone compared to the other designs.

Conclusions: The distribution of stresses in the cortical bone presented higher values in the "All on four" concept, followed by the 4 models of straight implants (2 long anterior and 2 short posterior) and the lowest values were observed in the 6 model. implants. straight (2 long front and 4 short rear).

The stress distribution in the trabeculated bone presented higher values in the 6 straight implants (2 long anterior and 4 short posterior), followed by the 4 straight implant models (2 long anterior and 2 short posterior), while the "All on four" concept " presented the lowest values.

Keywords: Dental implants, Hybrid prosthesis, Bone resorption, Finite element analysis.

CONTENIDO

| | | |
|-----|--|----|
| 1 | PRESENTACIÓN..... | 10 |
| 2 | ANTECEDENTES..... | 12 |
| 3 | ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN..... | 16 |
| 4 | JUSTIFICACIÓN..... | 22 |
| 5 | REFERENTE TEÓRICO..... | 24 |
| 6 | OBJETIVOS..... | 32 |
| 6.1 | OBJETIVO GENERAL..... | 32 |
| 6.2 | OBJETIVOS ESPECIFICOS..... | 32 |
| 7 | METODOLOGÍA..... | 33 |
| 7.1 | MODELADO..... | 33 |
| 7.2 | CONDICIONES DE BORDE O DE CONTACTO..... | 36 |
| 7.3 | CONDICIONES DE FRONTERA..... | 36 |
| 7.4 | MATERIALES..... | 38 |
| 7.5 | CONVERGENCIA DE MALLA..... | 39 |
| 7.6 | ANÁLISIS DE ESFUERZOS..... | 41 |
| 7.7 | CONVERGENCIA DE MALLA Y COMPARACION DE RESULTADOS..... | 41 |
| 8 | RESULTADOS..... | 42 |
| 9 | DISCUSIÓN DE RESULTADOS..... | 46 |
| 10 | CONCLUSIONES..... | 51 |
| 11 | RECOMENDACIONES..... | 52 |
| 12 | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 53 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 1 Clasificación de misch de las distintas calidades de hueso alveolar | 24 |
| Tabla 2 Tabla 2 Clasificación de cawod y howel..... | 25 |
| Tabla 3 Módulo de Young y razones de Poisson de los materiales a utilizar (3)..... | 39 |
| Tabla 4 Numero de nodos de cada pieza según los diferentes diseños | 41 |
| Tabla 5 Descripción de esfuerzos (resultados obtenidos en la distribución de esfuerzos Von Mises) | 42 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 Clasificación de cawod y howel..... | 25 |
| Figura 2 Representación gráfica de sistema "all on four" | 28 |
| Figura 3 Diseños de implantes..... | 29 |
| Figura 4 Modelado CAD de la mandíbula | 33 |
| Figura 5 Modelado de implantes | 34 |
| Figura 6 Modelado de multiunits | 35 |
| Figura 7 Diseños con diferente número de implantes e inclinación..... | 36 |
| Figura 8 Condiciones de frontera | 37 |
| Figura 9 Cuadrantes donde están ubicados los implantes | 38 |
| Figura 10 Convergencia de malla..... | 40 |
| Figura 11 Diseño de mandíbula..... | 40 |
| Figura 12 Esfuerzos en concepto de implantes inclinados | 44 |
| Figura 13 Esfuerzos en concepto de 4 implantes | 45 |
| Figura 14 Esfuerzos en concepto de 6 implantes | 45 |

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 de análisis del esfuerzo en el hueso cortical y hueso trabeculado del sistema “All on four” en mandíbulas severamente atróficas mediante un enfoque 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 general 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

Desde hace muchos años algunos autores investigaron la utilización de una combinación de implantes inclinados y axiales en pacientes con maxilares posteriores severamente reabsorbidos como una alternativa a los injertos óseos y a la elevación del seno maxilar. (1)

Horita et al (2) 2017, investigaron el comportamiento biomecánico de implantes en carga inmediata según el concepto “All on four”, en pacientes edéntulos las limitaciones anatómicas del reborde residual pueden complicar la colocación de implantes por la reabsorción ósea o por el agujero mandibular ,para los rebordes reabsorbidos se propone el concepto “All on four” como una alternativa.

Lofaj et al (3) 2018, observaron en implantes inclinados el efecto de la plataforma inclinada en el concepto de “All on four” sobre el nivel de tensiones máximas en el hueso compacto. Se recomendó como una solución simple y efectiva para la reducción de las tensiones máximas en el hueso cortical alrededor del implante.

Turker et al (4) 2019, evaluaron las distribuciones de tensión sobre implantes y hueso alveolar al aplicar una carga oclusal durante la masticación. Las fuerzas se definieron en los contactos formados en máxima intercuspidad, movimientos laterales y protusivos para los 5 tipos de oclusión; Para el concepto de “All on four” se sugirió el uso de oclusión con guía canina.

Ayali et al (5) en el 2020, estudiaron los pacientes con mandíbulas atrofiadas que pueden ser un desafío en implantología. El concepto de “All on four” eliminó los procedimientos de aumento en las crestas óseas altamente reabsorbidas al preservar las estructuras anatómicas. Este estudio comparó los aspectos biomecánicos del concepto de tratamiento estándar “All on four” con las técnicas V-4 y M-4, la técnica M-4 es en la cual los implantes anteriores son angulados distalmente hasta 30 grados en el plano axial y extendidos hacia el borde nasal lateral, y la técnica V-4 es con los dos implantes anteriores apicalmente anclados en la línea media maxilar. Los investigadores encontraron que las configuraciones V-4 y M-4 pueden usarse en casos de maxilares anteriores severamente atrofiados para lograr una mejor estabilización primaria.

Faverani et al (6) 2014, evaluó la influencia en la distribución del esfuerzo en diferentes tipos de tejido óseo implanto soportados en arco completo usando un análisis de elemento finito tridimensional, y el esfuerzo en el hueso cortical y trabecular. El hueso mas compacto es ideal para las prótesis fijas implanto soportadas de arco completo, y la baja calidad de hueso puede aumentar el riesgo de fallos biológicos y mecánicos.

Luís Carlos L. Santana et al (7) en el 2021 realizaron un estudio que evaluó el comportamiento mecánico de diferentes configuraciones del concepto de tratamiento “All on four” diseñado con implante recto corto (6 mm de longitud), recto estándar (11 mm de longitud) o recto inclinado estándar (30 grados en ángulo) implantes posteriores (11 mm de longitud). Se pueden esperar mayores probabilidades de fallas técnicas (fractura / aflojamiento del tornillo) cuando la configuración “All on four“, se realiza con implantes posteriores estándar inclinados. Además, puede producirse una sobrecarga ósea periimplantaría cuando el diseño “All on four” se realiza con implantes posteriores estándar rectos cortos en mandíbulas atroficas.

Aaron Yu-Jen Wu et al (8) en el año 2020. Manifestaron que aún no estaba claro el impacto de la forma del implante en el rendimiento biomecánico del tratamiento “All on four” de implantes dentales. Este estudio evaluó el tratamiento “All on four” con cuatro implantes osteointegrados en términos de los efectos biomecánicos del diseño del implante y la posición de carga en el implante y el hueso circundante mediante el uso de pruebas in vitro y tridimensionales (3D) finitos. Análisis de elementos finitos, para el tratamiento “All on four” con cuatro implantes dentales osteointegrados, la alteración del diseño del implante no parece afectar el rendimiento biomecánico de todo el tratamiento, especialmente en términos de tensiones y deformaciones en el hueso circundante.

Derya Özdemir Dog an et al (9) 2014 Evaluaron el efecto de las fuerzas sobre el implante y el reborde alveolar de soporte en el concepto de “All on four” y diseños alternativos utilizando análisis de elementos finitos. La concentración de tensión dentro del hueso cortical fue significativamente mayor que la del hueso trabecular alrededor del cuello de los implantes. Los valores máximos de tensión se ubicaron alrededor del hueso cortical del implante distal para todos los diseños. La reducción del número de implantes no afecto el

éxito del diseño. 1 Diseño 1, los implantes se colocaron de acuerdo con el concepto "All-on-Four"; diseño 2, dos implantes largos (13 mm de largo, 4 mm de diámetro) y dos cortos (7 mm de largo, 4 mm de diámetro); diseño 3, cuatro implantes largos y dos cortos; y diseño 4, se colocaron verticalmente dos implantes largos y cuatro cortos. Se aplicó una fuerza de 100 N por cada diente, una carga total de 300 N.

Romesh Soni et al (10) de 2020 Compararon y evaluaron la fuerza de mordida y la eficacia de la masticación del concepto de tratamiento "All on four", la sobredentadura soportada por implantes y la dentadura completa convencional. La diferencia en la fuerza de mordida y la eficiencia de la masticación para el concepto de tratamiento "All on four" fue estadísticamente significativa para la sobredentadura y la dentadura completa. La fuerza de mordida y la eficiencia de masticación más altas se observaron para el concepto de tratamiento "All on four" seguido de la sobredentadura sobre implantes y la dentadura completa. El estudio concluyó que los individuos completamente desdentados con crestas alveolares posteriores atróficas pueden rehabilitarse con éxito con una fuerza de mordida mejorada y eficiencia de masticación mediante el concepto de tratamiento "All-on-four".

Ji-Hyeon Oh, DDS et al (11) 2020 . El concepto "All on four", que se utiliza para rehabilitar a pacientes desdentados, puede presentar complicaciones mecánicas como aflojamiento y fractura de tornillos. El propósito de este estudio fue evaluar los patrones de tensión inducidos en los tornillos protésicos por los diferentes diseños de pilares y tornillos protésicos en el concepto "All on four" mediante análisis de elementos finitos. Los tornillos protésicos posteriores mostraron valores de tensión más altos que los tornillos protésicos anteriores. Los valores de tensión en los tornillos protésicos posteriores disminuyeron a medida que aumentaron la longitud y el diámetro. En conclusión, el diseño de tornillo largo y ancho ofrece ventajas en la distribución de esfuerzos en comparación con el diseño corto y estrecho.

María Prados-Privado (12) 14 August 2020 El hueso juega un papel importante en el éxito del tratamiento con implantes dental el objetivo de esta revisión de la literatura es analizar la influencia de la definición ósea y los parámetros de elementos finitos sobre el esfuerzo en implantes dentales y hueso en estudios numéricos. El hueso se define comúnmente como

un material isotrópico, a pesar de ser un tejido anisotrópico, y que se analiza como un material dúctil, en lugar de un material frágil no existe una estandarización para la realización de estudios de elementos finitos, Por tanto, es necesario implementar una metodología que indique qué parámetros debe incluir una simulación numérica.

Davila (13) 14 julio de 2019 .Evaluaron el comportamiento biomecánico de los implantes dentales Bone Level con cuatro diseños de cuello diferentes en contacto con el hueso cortical. Las simulaciones numéricas se realizaron utilizando un modelo basado en el Método de Elementos Finitos (FEM). El análisis se realizó utilizando cuatro diseños de cuello de implante diferentes, los niveles más bajos de estrés mecánico se correlacionaron luego con los estudios in vivo, mostrando que el diseño de tres anillos presentó el valor BIC más alto después de 3 y 6 semanas de implantación. Los resultados in silicio e in vivo concluyeron que los implantes con diseño de cuello de tres anillos presentaban el mejor comportamiento biomecánico e histológico en términos de formación de hueso nuevo, estabilidad mecánica mejorada y osteointegración óptima.

Los resultados han demostrado que el diseño del implante tiene efectos significativos sobre las distribuciones de tensión, mostrando que los diseños roscados aumentan localmente la tensión, mientras que el diseño de anillo es capaz de distribuir la tensión de manera más homogénea. Los diferentes implantes diseñados fueron implantados in vivo mostrando una mayor osteointegración en el diseño de tres anillos, concluyendo que la región con mayor esfuerzo aumentó la resorción ósea.

3 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

El 20% de la población a nivel mundial es edéntula, en Colombia la prevalencia de el edentulismo total en maxilar superior, es de 11.12%, 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. Las mujeres con un 14.59%, duplican la presencia de esta entidad con respecto a los hombres (7.43%). En los centros poblados se presenta la mayor proporción con un 16.77%, seguido del rural disperso con 16.09%.

Edentulismo total en maxilar inferior, El 5.76% de los colombianos ha perdido la totalidad de sus dientes inferiores, porcentaje que es la mitad del hallado en el maxilar superior; inicia con 0.50% en las personas de 35 a 44 años, para alcanzar el valor máximo de 37.71% a los 65 a 79 años. Las mujeres con 6.36% evidencian más pérdida de dientes con respecto a los hombres (5.13%). En los centros poblados (8.45%) y en las zonas rurales dispersas (7.11%) se encuentra la mayor proporción de personas edéntulas totales en maxilar inferior.

Edentulismo total bimaxilar El 5.20% de la población ha perdido la totalidad de sus dientes. Esta situación aparece a partir de los 35 años con 0.50%, se incrementa a 7.43% entre los 45 a 64 años y alcanza el 32.87% entre los 65 y 79 años Las mujeres con 5.96% presentan más esta situación que los hombres (4.38%). En los centros poblados se presenta la mayor proporción con un 8.21% (14)

Los pacientes edéntulos totales inferiores suelen tener una reabsorción ósea excesiva del reborde alveolar. Esta reabsorción puede ocurrir por factores fisiológicos o patológicos, (9) por este motivo, normalmente no se pueden utilizar cómodamente las prótesis convencionales las cuales se definen como aparatos removibles que están soportados sobre la mucosa y reemplazan los dientes faltantes. Una alternativa al uso convencional, son las prótesis que están soportadas sobre implantes más comúnmente llamadas prótesis implanto soportadas, estas generan una mayor retención debido a la unión entre el implante y la estructura. (9)

La proximidad del canal mandibular a la cresta alveolar impide la inserción de implantes dentales regulares en la mandíbula posterior atrófica.(15) Para superar esta restricción, se desarrollaron técnicas quirúrgicas avanzadas como injerto óseo autógeno, regeneración ósea guiada y ontogénesis por distracción para insertar un implante de longitud estándar.(15) Sin embargo, todos estos procedimientos pueden ser desafiantes, técnicamente sensibles, requieren mucho tiempo y requieren una carga financiera adicional. Además, se notificaron tasas de complicaciones posoperatorias extremadamente altas de hasta el 95 %. (15)

Todas estas condiciones implican que una carga excesiva en la oclusión de la prótesis o una elección inadecuada del diámetro y longitud de los implantes, puede agravar la reabsorción ósea y, en consecuencia, producir la pérdida del implante. Adicionalmente esta situación dificulta la colocación de una prótesis convencional adecuada. (16)

El uso de implantes cortos en la región posterior también se considera una alternativa no invasiva a los procedimientos de injerto óseo y una opción viable desde un punto de vista biomecánico porque un mayor número de implantes puede resultar en una mejor distribución de la fuerza sobre el sistema de soporte del implante. Los implantes de 7,0 y 8,5 mm han mostrado tasas de éxito similares a los de los implantes de longitud estándar. (16)

La rehabilitación de la mandíbula posterior atrófica mediante implantes inclinados entre la región interforaminal se ha realizado con éxito durante años. (15) Dichos implantes, permiten la distribución de las fuerzas oclusales, y tienen como objetivo reducir las extensiones largas en cantiléver en la mandíbula posterior atrófica mediante la participación del hueso disponible para la rehabilitación protésica fija.(15)

Malo y col introdujeron el concepto “All on four”. Según este concepto, cuatro implantes son suficientes para restauraciones fijas de arco completo. Dos de esos cuatro implantes se colocan en la región alveolar anterior y los otros dos se colocan justo en frente de las regiones del agujero mentoniano derecho e izquierdo. Los implantes anteriores se colocan verticalmente, pero los posteriores se colocan aproximadamente 30 grados inclinados distalmente, debido a la excesiva reabsorción ósea. Estas inclinaciones distales de los

implantes posteriores se compensan con pilares angulados. (9) A pesar de que este tipo de diseños se ha venido desarrollando en la práctica clínica como opción de tratamientos con implantes, existen muy pocos estudios sobre las tensiones observadas en todos los componentes protésicos que incluyen los implantes en sí, además de los pilares protésicos, la restauración propiamente dicha y el hueso peri implantario. (9)

Algunos autores tienen preocupaciones con respecto al pronóstico de los implantes inclinados distalmente colocados en la mandíbula. Aunque los implantes inclinados distalmente aumenta el contacto óseo entre el hueso y la superficie del implante, y por lo tanto, parece ser una ventaja para la transferencia de carga a lo largo del implante, los implantes inclinados están extremadamente sujetos a la dirección lateral de las fuerzas oclusales y a una mayor posibilidad de momentos de flexión. (15)

Otra preocupación es que el movimiento de flexión de la mandíbula durante su apertura y protrusión provoca una alteración de la forma de la mandíbula y, posteriormente, un micro movimiento del implante tras la rehabilitación protésica y, por lo tanto, puede comprometer diferentes etapas de la oseointegración.(15)

Los implantes más posteriores serían muy propensos a micro daños, más específicamente en situaciones donde las cargas sean recibidas en cantiléver debido a la flexión mandibular. En otras palabras, los implantes colocados anteriormente en los agujeros mentonianos, que son prótesis fijas soportadas con cantiléver posteriores, producirían efectos de palanca alrededor de la línea media de la mandíbula. Por lo tanto, eventualmente surgiría una tensión considerable alrededor de los implantes distales. (15)

Todos estos factores mencionados pueden tener efectos desfavorables sobre el pronóstico del implante y la prótesis fija relacionada con el implante. Por lo tanto, se justificaría un mayor número de implantes para reducir las fuerzas extrínsecas que pueden provocar la falla del implante y del hueso circundante. (15)

Una inadecuada colocación de los implantes también puede ocasionar graves situaciones tanto en el hueso como en la calidad de la rehabilitación definitiva, por ejemplo, afectar la distribución de las fuerzas y ocasionar una pérdida ósea. Lo ideal sería que el soporte

protésico permitiera la transferencia de carga al área distal posterior durante la masticación, para reducir el estrés en los implantes y en el hueso que lo rodea, y para disminuir las diferencia de estrés entre los implantes verticales y angulados, buscando una menor pérdida de hueso marginal. (17)

No obstante, la presencia de un volumen óseo mínimo es de suma importancia para realizar el tratamiento “All on four” con implantes dentales de longitud “suficiente” (al menos 10,0 mm 7,8). (7) De lo contrario, están indicados previamente los procedimientos quirúrgicos complementarios para el aumento óseo vertical. Los procedimientos quirúrgicos para el aumento óseo, como la distracción osteogénica y los injertos óseos interposicionales, que como se mencionó anteriormente, se han evitado siempre que sea posible debido a los mayores riesgos de complicaciones clínicas, el aumento del tiempo de tratamiento y los costos que estos procedimientos implican para los pacientes.(7) El uso de implantes más cortos (≤ 8 mm) ha sido considerado ventajoso, porque permite la rehabilitación de arcos gravemente atróficos siempre que no se puedan colocar implantes de longitud estándar sin un aumento óseo previo.(7) los resultados de los implantes dentales cortos fueron similares a los de los implantes estándar colocados en hueso aumentado verticalmente.(7)

Recientemente, Maló et al informaron el uso de implantes dentales cortos ($\leq 8,5$ mm de longitud) colocados de acuerdo con el concepto “All on four” para la rehabilitación completa de maxilares reabsorbidos. (7) Además, Moura et al consideraron el uso de implantes dentales (6 mm de longitud) como una alternativa factible para la rehabilitación completa de mandíbulas atróficas. Sin embargo, a pesar de los resultados de pocos estudios que evaluaron el desempeño mecánico de diferentes configuraciones del concepto “All on four”, fallas técnicas (como fracturas del tornillo protésico) a menudo requieren manejo clínico para restaurar la función del implante.(7) Es de destacar que existe una falta de datos sobre si el uso de configuraciones alternativas “All on four” realizadas con implantes dentales cortos distales daría como resultado una mejor distribución de la tensión en los componentes protésicos, implantes y hueso peri implantario.(7) Por lo tanto, utilizando el análisis de elementos finitos 3D (3D-FEA), el objetivo de este estudio será evaluar el rendimiento de la tensión de diferentes configuraciones del concepto “All on four” realizado en mandíbulas atróficas. Además, se quiere comprobar si hay o no diferencias

significativas en los niveles de estrés generados en la interfaz implante – hueso con otras alternativas diferentes a las configuraciones “All on four”, a través del uso de implantes anteriores con longitud estándar (0 o 30 grados en ángulo; 11,0 mm de longitud) y los implantes distales de longitud corta (0 grados; 6,0 mm de longitud).

La investigación del comportamiento de sistemas de implantes como el sistema “All on four” mediante ensayos clínicos controlados aleatorizados es compleja y no sería éticamente aceptable probar diferentes angulaciones o longitudes de implantes en determinado sistema protodóntico en una persona. Como una solución viable a este problema hoy se cuenta con el análisis de elementos finitos, el cual es un método óptimo para modelizar y estudiar las propiedades mecánicas de estructuras biológicas complejas. Este análisis permite la visualización de estructuras superpuestas y del comportamiento de las propiedades físico-mecánicas de los materiales dentales y de las estructuras anatómicas craneofaciales. (18) Durante la masticación, la estructura protésica y los componentes reciben simultáneamente fuerzas verticales, horizontales y oblicuas que pueden ser investigadas mediante el análisis de elementos finitos.

El análisis de elementos finitos (FEA) es un método valioso para imitar el comportamiento biomecánico del implante y el hueso circundante que no sería clínicamente posible observar. Está bien establecido y los efectos de diferentes tipos de conexiones, diseños de implantes, morfologías de superficie y componentes protésicos sobre la distribución de la tensión alrededor de implantes cortos o inclinados y sus estructuras circundantes se han estudiado extensamente. (15)

El enfoque “All on four” es un enfoque clínicamente factible para la mandíbula severamente reabsorbida, igualmente los implantes cortos serían un diseño de tratamiento alternativo exitoso. Pero es interesante y necesario evaluar el efecto de las fuerzas sobre los implantes y las crestas alveolares de soporte en el concepto “All on four” y en los diseños alternativos, utilizando análisis de elementos finitos 3D. (9)

¿Cuál es la distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y el hueso trabecular en el sistema “All on four” y en modelos alternativos en mandíbulas severamente atróficas, a través de análisis de elementos finitos?

4 JUSTIFICACIÓN

Este proyecto busco generar un fortalecimiento en la generación de conocimiento, el cual permitio impactar la información requerida por los clínicos para la orientación en la toma de decisiones basadas en la evidencia científica referentes al sistema de implantes "All on four".

La rehabilitación de la mandíbula severamente atrófica con prótesis implanto - soportada es a menudo un desafío debido a la mala calidad y cantidad del hueso residual posterior y al nervio alveolar inferior, especialmente en pacientes con edéntulismo a largo plazo.(19) La pérdida progresiva de hueso en la parte posterior de la mandíbula puede conducir a una reducción de la altura ósea que sobrepasa el nervio alveolar, y de esta forma, puede generarse dolor en los usuarios de dentaduras postizas durante la función.(19)

Durante más de dos décadas, diferentes tipos de terapias se han desarrollado en la rehabilitación de arcadas atróficas o edéntulas, lo cual ha traído resultados diversos. Entre las técnicas propuestas están el injerto óseo y el levantamiento de seno maxilar. Para evitar este tipo de procedimientos se desarrolló una alternativa quirúrgica diferente, que consiste en la colocación de cuatro implantes, dos anteriores y dos posteriores, siendo estos últimos inclinados, todos unidos por medio de una infraestructura, este tratamiento se conoce como el sistema "All on four" que busca mejorar el soporte de la prótesis dental y aumentar la distancia interimplantar, proporcionando una mayor estabilidad en el hueso mediante el uso de implantes más largos. Además, la inclinación de los implantes posteriores hace que la emergencia de los tornillos se localice en la región de los segundos premolares o primeros molares, evitando o reduciendo el cantiléver, lo que resulta en menos esfuerzo mecánico de la prótesis.

El uso de implantes cortos en la práctica clínica ha aumentado considerablemente en una amplia variedad de casos, dado que ofrecen varias ventajas tanto para el paciente como para el odontólogo. La literatura reciente muestra que, cuando se respetan criterios específicos, las nuevas generaciones de implantes cortos presentan altas tasas de supervivencia a largo plazo. (20)

Dada la falta de consenso general en la literatura sobre el mejor abordaje para rehabilitar la mandíbula posteriormente atrófica, el presente estudio comparará los modelos y la transmisión de los esfuerzos en la interfaz implante – hueso en un diseño tipo “All on four” con los esfuerzos en la interfaz de implantes rectos modelados de diferentes combinaciones a través de un enfoque de elementos finitos.

Aportaría a la generación conocimiento al investigar el efecto de las fuerzas de la masticación en el sistema “All on four” tanto en la cresta ósea como en el comportamiento del implante, con el fin de orientar la toma decisiones clínicas. se quiere dar una información detallada para llenar el vacío de conocimiento que existe sobre los efectos de los factores biomecánicos de la masticación en el sistema “All on four”, vacío que se presenta por la imposibilidad bioética que existiría de ensayar diferentes cargas biomecánicas en un paciente para observar su efecto. En este sentido, este proyecto puede contribuir a la solución del problema utilizando el análisis de elementos finitos como una estrategia para simular diferentes cargas y características óseas usando el sistema “All on four”.

En este mismo sentido, el estudio también apporto argumentos científicos que dio a la solución de la controversia que existe respecto a la respuesta biomecánica del sistema “All on four”, tal como lo afirma el grupo de investigación de Penarrocha et al. (21) Además se considera factible por que se realizará en una entidad universitaria que cuenta con los equipos y el talento humano necesarios para investigar utilizando elementos finitos.

5 REFERENTE TEÓRICO

La reabsorción de la cresta residual es un fenómeno progresivo que compromete la salud bucal del paciente, se ha informado que continúa incluso después de 25 años de la extracción de los dientes, afectando el soporte y la retención para el funcionamiento satisfactorio de las prótesis completas convencionales. (22). la cual causa el declinamiento de parámetros alveolares y la expansión del hueso trabecular, disminuyendo la densidad ósea, estos factores influyen en el tratamiento con implantes dentales (23). La calidad de tejido óseo se clasifica dentro de las siguientes 4 categorías basadas en el radio cortical y el hueso trabecular: El tipo 1 hueso compacto primario, tipo 2 hueso compacto rodeando a hueso trabecular denso; tipo 3 una capa delgada de hueso compacto rodeando hueso trabecular; tipo 4 una capa delgada de hueso cortical rodeando hueso trabecular de baja densidad. (TABLA 1).

Tabla 1 Clasificación de misch de las distintas calidades de hueso alveolar

| | |
|----|--|
| D1 | Hueso compacto denso. |
| D2 | Hueso compacto denso y poroso - esponjosa con trabeculación densa. |
| D3 | Hueso compacto fino y poroso - esponjosa con trabeculación fina. |
| D4 | Esponjosa con trabeculación. |

Tabla 1. Clasificación de Misch de las distintas calidades de hueso alveolar (1990).

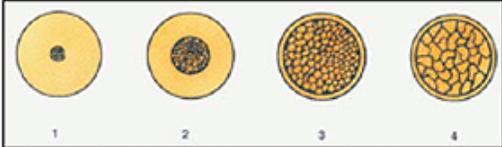


Figura 1. Clasificación de la calidad ósea según Lekholm y Zarb (1985); clase 1: El hueso se compone casi exclusivamente de hueso compacto homogéneo; clase 2: El hueso compacto ancho rodea el hueso esponjoso denso; clase 3: La cortical delgada rodea el hueso esponjoso denso; clase 4: La cortical delgada rodea el hueso esponjoso poco denso.

Tomada de :Implantes dentales de colocación mediata. Revisión de la literatura y presentación de 2 casos clínicos, Sosa Rafael Darío*, José Antonio Rivero Cirujano Bucal, Profesor Agregado Cátedra Cirugía Estomatológica, UCV., Preparador de la cátedra de Cirugía.

La calidad de hueso influye en la transferencia y distribución de fuerzas fisiológicas, lo cual dicta el pronóstico de tratamiento (24). El tejido óseo de baja calidad como el tipo 4, está

asociado con una alta tasa de fracaso. Debido a una reducción de hueso cortical/ trabecular y baja fuerza de adhesión lo cual pone en peligro la osteointegración (24).

Cawood y Howell en 1988, establecieron seis clasificaciones para valorar la disponibilidad ósea en pacientes con edentulismo total. (Ver TABLA 2 y FIGURA 1). Según la clasificación individual que se establezca, cambiará la opción de tratamiento.

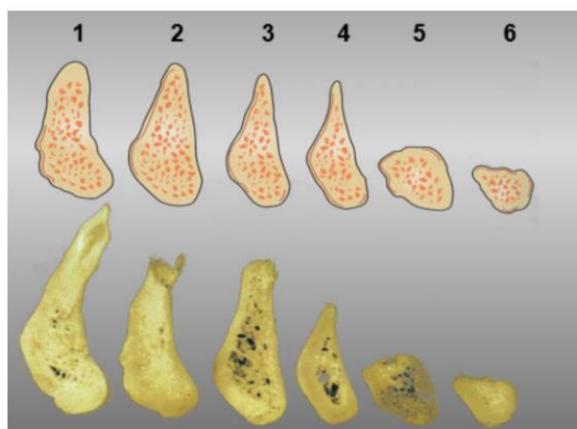
Tabla 2 Tabla 2 Clasificación de cawod y howel

| Class | Description |
|-----------|--|
| Class I | Dentate |
| Class II | Immediately post extraction |
| Class III | Well rounded ridge form, adequate in height and width |
| Class IV | Knife-edged ridge form, adequate in height and inadequate in width |
| Class V | Flat ridge form, inadequate in height and width |
| Class VI | Depressed ridge form, with some basilar loss evident |

A classification of the edentulous jaws. Cawood y Howell (1988) (3)

Tomado de :<https://www.vericatformacion.com/blog/mandibula-posterior-filo-cuchillo>

Figura 1 Clasificación de cawod y howel



Clases de reabsorción mandibular de Cawood y Howell (1988)

Tomado de :<https://www.vericatformacion.com/blog/mandibula-posterior-filo-cuchillo>

Durante las últimas décadas han propuesto varias opciones de tratamiento protésico, como las prótesis completas, las prótesis removibles retenidas por implantes y las prótesis fijas

soportadas por implantes, para la rehabilitación de pacientes edéntulos. Las prótesis implanto soportadas también están indicadas en pacientes edéntulos que se sienten incómodos con las prótesis convencionales. Sin embargo, existen limitaciones anatómicas como un seno maxilar neumatizado, proximidad del canal alveolar inferior y reabsorción del hueso alveolar. (2) En la mandíbula una de las limitaciones más frecuentes en pacientes con reabsorción severa es el nervio mandibular que pasa por el canal mandibular que es el responsable de la percepción sensorial en la parte inferior de la cara incluidos dientes y músculos de la masticación.

Una opción para rehabilitar estos sitios de volumen reducido en una terapia no invasiva que se adapta a la situación clínica son los implantes cortos. En el pasado, se evitaba el uso de implantes de longitud reducida debido a sus altas tasas de fracaso. (20). Recientemente, y con la introducción del nuevo concepto de “cirugía que minimiza el esfuerzo”, los implantes cortos se volvieron cada vez más codiciados. Esto tiene que ver con el hecho de que brindan varias ventajas, que incluyen menos habilidades clínicas, menor tiempo quirúrgico y menor costo de tratamiento, junto con un aumento de los resultados informados por los pacientes. (20) Estudios han revelado que los implantes de longitud reducida pueden considerarse una alternativa terapéutica prometedora para la rehabilitación deficiente de la cresta en mandíbulas con gran reabsorción ósea. Sin embargo, la evaluación de la tasa de supervivencia no puede basarse completamente en la longitud del implante; otros factores quirúrgicos, protésicos y relacionados con implantes, así como también deben tenerse en cuenta los factores sistémicos. (20)

Una revisión sistemática de la literatura publicada recientemente (20) ha mostrado que, cuando se usan correctamente, los implantes cortos logran resultados predecibles y prometedores a largo plazo, siempre que se coloquen siguiendo un protocolo quirúrgico y protésico integral, basado en los diferentes parámetros biomecánicos esenciales para optimizar el pronóstico a largo plazo.

En este caso, podría afirmarse que los implantes rectos cortos absorben mejor las cargas oclusales reduciendo las tensiones compresivas que es destructiva en el hueso cortical y prolongan la vida clínica de los implantes y prótesis. Además, en muchas situaciones, la

parte más coronal de 2 a 3 mm del implante transfiere carga mayor al tejido óseo; estos hallazgos pueden interpretarse como una razón para seleccionar implantes cortos siempre que estén bien anclados en el hueso residual. (25).

Malo et al, desarrollaron un concepto que permite la colocación de implantes en algunos rebordes reabsorbidos, desarrollando una opción protésica basada en la colocación de 4 implantes en la mandíbula o maxilar, el cual es denominado “All on four”. (Figura 2)

Los implantes colocados en la región posterior de la mandíbula están en un ángulo de (30 o 45 grados) (26). La angulación de los implantes en la región posterior evita la invasión en los senos maxilares y en el nervio mandibular y así habilita la colocación mas simple de los implantes, en este concepto altas tasas de supervivencia han sido observadas en los implantes, sin embargo, algunas complicaciones biológicas y mecánicas asociadas con este concepto han sido reportadas (27).

Las ventajas de este concepto se pueden relacionar al hecho que la parte del soporte protésico permite la transferencia de carga al área distal del molar durante la masticación, esto causa reducción de esfuerzo en los implantes (1) y en el hueso que lo rodea, resulta en diferencias de esfuerzo más pequeñas entre los implantes verticales y angulados, y subsecuentemente también menos pérdida de hueso marginal (17).

De acuerdo con lo anterior la inclinación posterior de los implantes distales:

1. Permite el uso de un hueso más denso ubicado en la cara anterior del maxilar y mandíbula.
2. Reducen las longitudes del cantiléver
3. Se amplía la base protésica y se mejora las áreas de la superficie del implante al hueso porque se pueden usar implantes más largos. (19)

Figura 2 Representación gráfica de sistema "all on four"



Tomada de :<https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/que-es-la-tecnica-all-on-four#>

El uso de implantes inclinados junto con el número óptimo de cuatro implantes para rehabilitar la mandíbula completamente edéntula con una prótesis fija de arco completo se ajustó aún más utilizando protocolos de función inmediata con la conexión de la prótesis el día de la cirugía. (19). El desarrollo de menos implantes ($n = 4$) ha sido justificada y se colocan como “piedras angulares”: dos implantes posteriores inclinados distalmente y dos implantes anteriores colocados en posición axial, todos bien distribuidos; que con un anclaje óptimo del implante podría tener una alta probabilidad de éxito. El número de cuatro implantes en mandíbulas edéntulas se considera óptimo en la literatura con resultados favorables de 5 a 10 años. (19)

Existen además de la técnica “All on four” otras alternativas entre ellas está la técnica de 4 implantes dos anteriores rectos largos y dos posteriores rectos cortos y otro diseño de 6 implantes dos anteriores rectos largos y cuatro posteriores rectos cortos. (FIGURA 3A,3B,3C). La inserción de 4 o 6 implantes en el área interforaminal de la mandíbula edéntula, provee excelente estabilidad para prótesis implanto-soportadas con un cantiléver distal (28). Sin embargo, factores como la higiene oral, la relación interarco, el costo de tratamiento, la aceptación del paciente y la función masticatoria, pueden influir en las opciones de tratamiento. El volumen y la calidad del reborde alveolar influye en los resultados biomecánicos, la estabilidad de las prótesis implanto soportadas, y la salud de los tejidos que los rodean (29).

Figura 3 Diseños de implantes

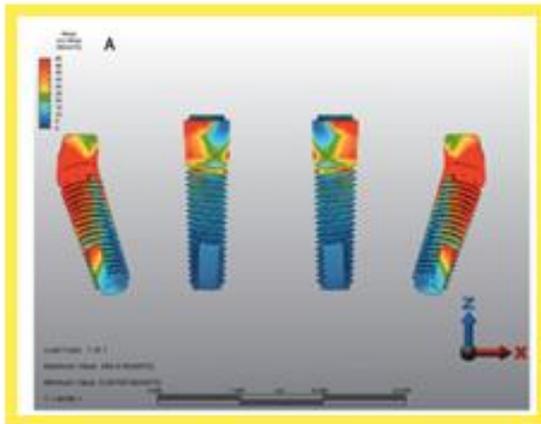


FIGURA 3A

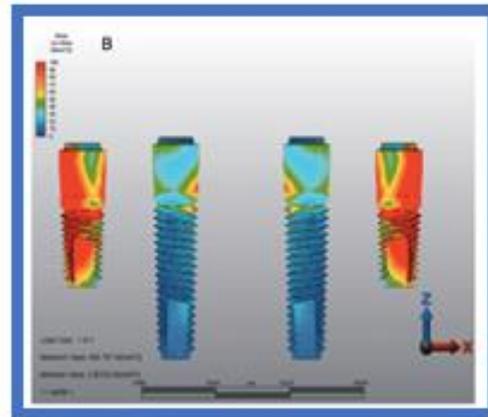


FIGURA 3B

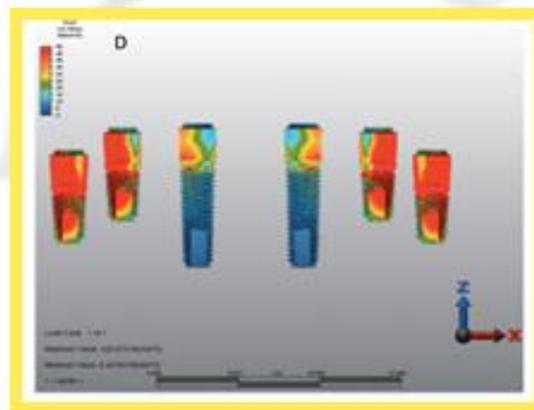


FIGURA 3C

Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. Clin Implant Dent Relat Res (9)

La geometría del implante juega un papel importante, se encontró que se generaba menos esfuerzo y la distribución del esfuerzo en hueso esponjoso y cortical eran mas uniformes en el caso de implantes con una forma cónica comparados con implantes cilíndricos, el uso de diferentes superficies en el hueso cortical y el hueso esponjoso en el mismo implante es otra forma de reducir el esfuerzo máximo. (33, 34, 35).

La geometría de la interface entre la plataforma del implante y el pilar pueden también tener una influencia significativa en el esfuerzo máximo, Schiegnitz confirmó los beneficios de la plataforma cervical inclinada nivelada a la superficie cortical en implantes verticales aplicado al perfil de hueso cresta irregular alveolar (33). La reducción de esfuerzo más significativa fue obtenida en el caso con carga más severa de un cantiléver distal, lo cual concuerda con la literatura (34). Aparentemente, la combinación de una superficie más larga debido a oseointegración podría resultar en una distribución de fuerzas más uniformes debido a el alargamiento de la interface entre el implante y el hueso.

Muchos estudios sobre el efecto de la longitud del implante en la transmisión del esfuerzo han demostrado que cuando el diámetro del implante se mantiene constante, el aumento de longitud es ventajoso en la estabilización primaria y mejorar el área de contacto del implante óseo. Sin embargo, tiene un poco de efecto en la reducción de las tensiones que ocurren en las colinas de cresta y tejidos de apoyo alrededor de los implantes contra las cargas oclusales. (54, 55).

Un análisis de elementos finitos ha sido usado previamente para evaluar el comportamiento del tejido óseo con diferentes patrones de calidad en coronas individuales implanto soportadas con diferentes longitudes de implantes. Y en prótesis de múltiples unidades con barras prefabricadas. Para tejido óseo de baja calidad, un aumento en la longitud del implante mostro reducción en la distribución del esfuerzo (37). Otros estudios han demostrado que el tipo de hueso 3 y 4 (TABLA 1) están reportados los diferentes tipos de huesos, generan la concentración de esfuerzo más alta, bajo cargas axiales. El hueso cortical tipo 4 también muestra un alto esfuerzo bajo todas las condiciones de cargas. (23)

En un implante dental para reemplazo de un solo diente, cambiar el diseño del implante puede cambiar la tensión y la tensión en el propio implante. Sin embargo, según Aaron Yu-Jen Wu et all, han revelado que, para las dentaduras de arcada completa soportadas por cuatro implantes, ningún diseño de implante específico produce mejores resultados para la tensión del implante bajo cualquier condición de carga. Si el diseño del implante no tiene efectos claros sobre las tensiones en el propio implante para el tratamiento integral con cuatro implantes osteointegrados, el estudio clínico de Stoichkov y Kirov informó que “ la

fractura del cuerpo del implante ocurrió con más frecuencia con coronas individuales que con otras prótesis dentales fijas soportadas por implantes.(8)

Existen varias herramientas para analizar el comportamiento biomecánico de implantes dentales y hueso, incluidas técnicas in vitro y simulaciones numéricas. Los estudios in vitro incluyen análisis de esfuerzos foto elásticos o ensayos de fracturas mecánicas, por ejemplo, de comportamiento estático y dinámico, para los que existen normas internacionales (38), sin embargo, estos modelos no representan fielmente las condiciones o bien de carga o del comportamiento de los materiales, es por esto que es necesario utilizar modelos matemáticos para la resolución de problemas odontológicos.

Los elementos finitos se han convertido en una excelente herramienta en el campo de la medicina en general, y en odontología en particular. Los resultados proporcionados por las simulaciones numéricas dependen en gran medida de los parámetros de elementos finitos, es decir, definiciones de malla, elementos de malla, propiedades del material y condiciones de contorno y carga.

En las restauraciones retenidas por implantes, las fuerzas funcionales generadas durante la masticación se transmiten a los implantes y a los tejidos de soporte periimplantarios mediante restauraciones protésicas. Estas fuerzas provocan deformaciones en el hueso circundante y diversas tensiones en la zona de contacto del implante y los tejidos de soporte. Los análisis de esfuerzo y deformación se utilizan en odontología para examinar el comportamiento biomecánico de las restauraciones y los tejidos circundantes bajo fuerzas funcionales. (39)

La transferencia de carga de los implantes dentales al hueso está influenciada por varios factores como el material, la magnitud y la angulación de la carga, el diseño del implante dental (principalmente, la longitud y el diámetro) o la cantidad y calidad del hueso circundante. (38)

6 OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Analizar la distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y el hueso trabeculado en el modelo “All on four” y en los diseños alternativos en mandíbulas severamente atróficas, a través de modelos de elementos finitos.

6.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Evaluar la distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y el hueso trabeculado en las diferentes técnicas de restauración a través de un análisis de elementos finitos.
2. Comparar la distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y el hueso trabeculado en las diferentes técnicas de restauración a través de un análisis de elementos finitos.

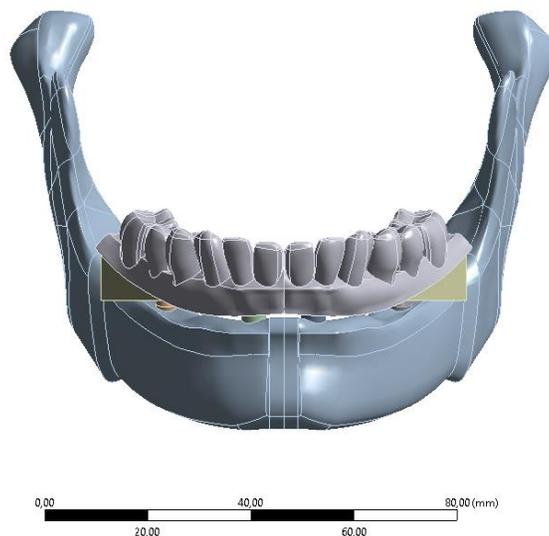
7 METODOLOGÍA

El proyecto no incluye seres vivos ni información confidencial por lo tanto solo se informó al Comité de Bioética de la Universidad Autónoma de Manizales, como así lo exige el protocolo. Los resultados obtenidos en esta simulación se validaron con resultados ya sea in vivo o in situ reportado por la literatura previamente.

7.1 MODELADO

Se modeló una mandíbula desde el cóndilo, la rama mandibular y el cuerpo de la mandíbula edéntula completa a partir de una nube de puntos obtenida del software turbosquid realizando operaciones booleanas para crear el modelo tridimensional utilizando el software solidworks 2020 y Space claim de Ansys versión 2020 creando parches que van uniendo los diferentes puntos de la nube esto para garantizar un modelo similar a la geometría de la mandíbula. Esta geometría está entre los percentiles anatómicos de una persona latinoamericana de etnia colombiana, lo que garantiza una mayor aplicabilidad en casos clínicos reales. (figura 4)

Figura 4 Modelado CAD de la mandíbula



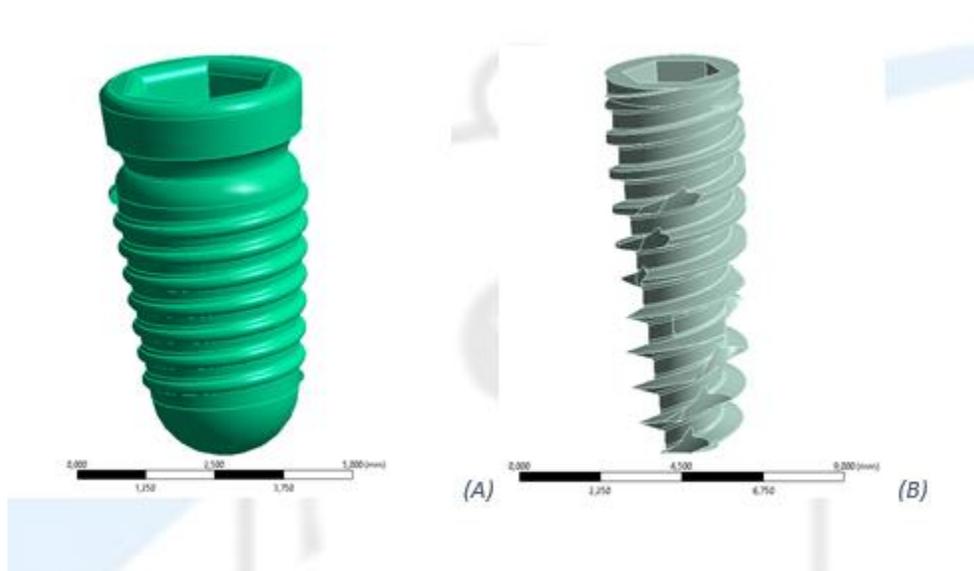
Esta mandíbula se guió de acuerdo con la clasificación de Catwood et, en estadio (V). Según esta clasificación, la cresta alveolar se caracteriza por tener una forma plana, con

altura y ancho inadecuados, (40) y será rehabilitada a través de una prótesis soportada sobre implantes.

Posteriormente los parches se conectaron entre sí y se generó un sólido 3D. La región de interés seleccionada fue el maxilar inferior y se construyó desde el cóndilo, la rama mandibular y el cuerpo de la mandíbula.

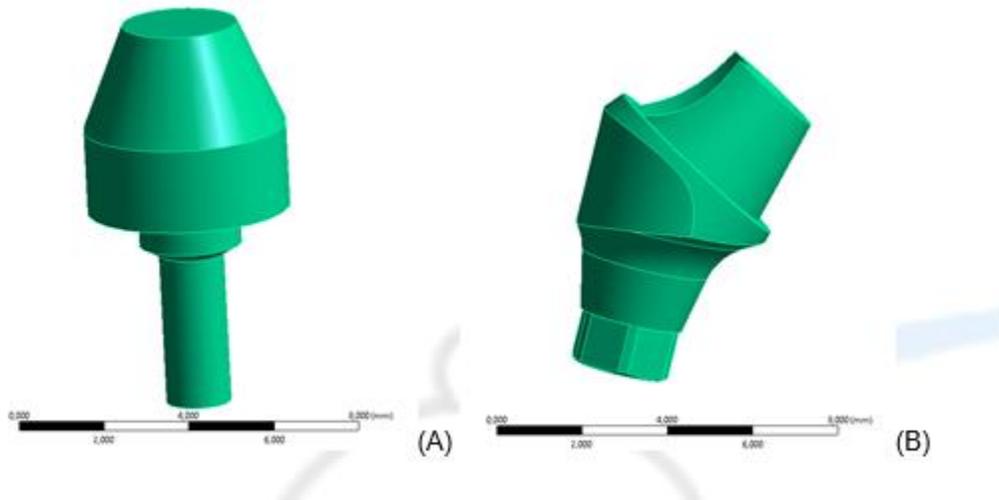
Se modelaron unos implantes con las medidas, cortos de 3.75 mm de diámetro y 7 mm de largo, y unos implantes estándar de 3.75 mm de diámetro y 13 mm de largo. (fig 5) (a) (b).

Figura 5 Modelado de implantes



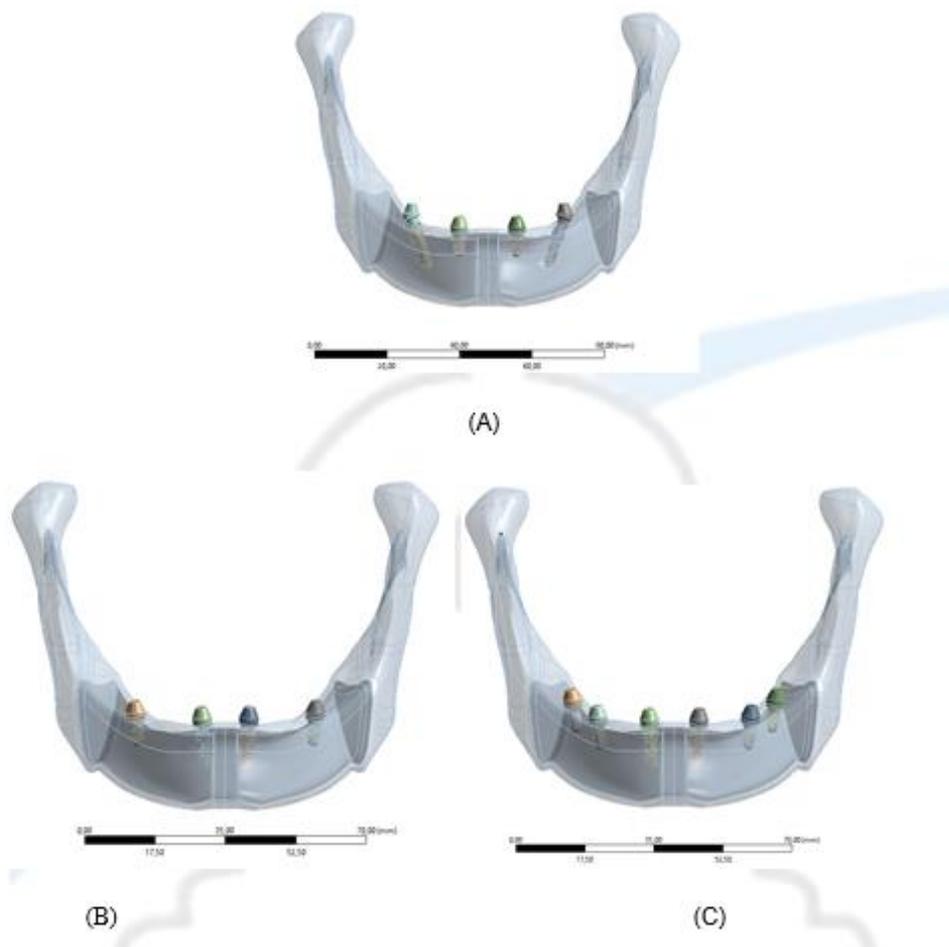
Se modelaron los multiunits rectos y angulado de 30, los cuales fueron utilizados para los implantes de los tres modelos. fig 6 (a)(b).

Figura 6 Modelado de multiunits



Se realizaron 3 diseños con diferentes números de implantes y diferente inclinación de los mismos, estos modelos fueron los siguientes, figura 4a, consta de un modelo con 4 implantes simulando el concepto de “All on fou”r , dos implantes rectos anteriores y dos inclinados posteriores , figura 4b ,consta de 4 implantes rectos , 2 largos anteriores y dos cortos posteriores . figura 4c, consta de 6 implantes rectos, dos largos anteriores y 4 cortos posteriores. (revisar redacción)

Figura 7 Diseños con diferente número de implantes e inclinación.



7.2 CONDICIONES DE BORDE O DE CONTACTO

Las conexiones de borde en este estudio fueron de pegado (bonded) entre: los implantes-multiunit, multiunit- barra protésica, barra protésica- prótesis híbrida, interfaz hueso implante, hueso trabeculado-hueso cortical.

7.3 CONDICIONES DE FRONTERA

En la figura 8 se muestran las condiciones de frontera de este estudio

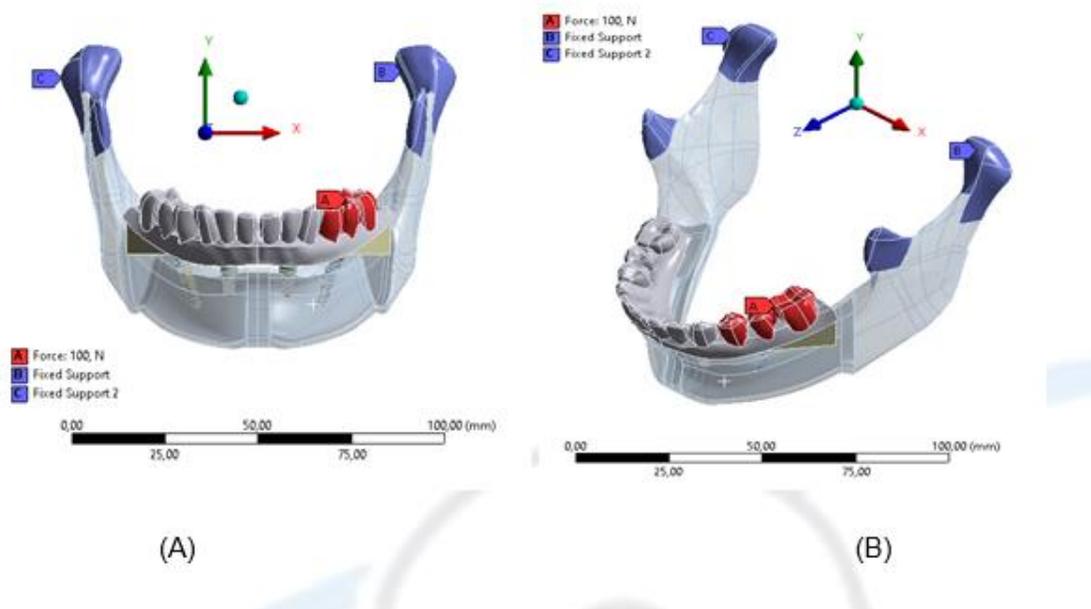
Condición A En la parte posterior de la mandíbula se aplicó una fuerza de 100N para evaluar la distribución de esfuerzos de todos los modelos que representa la fuerza de

masticación al voladizo distal de la supra estructura de forma bilateral, debido a que la fuerza de la mordida es mayor en la región posterior. Se determinaron los puntos de carga en el primer premolar y primer molar.

Condición B (Soporte fijo) Se restringió el movimiento de la mandíbula para el lado derecho.

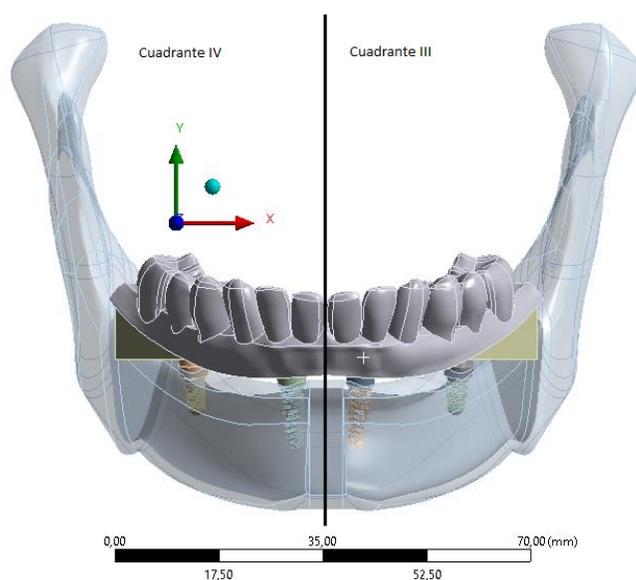
Condición C (Soporte fijo) Se restringió el movimiento de la mandíbula para el lado izquierdo.

Figura 8 Condiciones de frontera



Aplicando la nomenclatura odontológica por cuadrantes se denominaron implantes derechos anterior y posterior a los que se encuentran ubicados en el cuadrante III e implantes izquierdos anterior y posterior a los que se encuentran en el cuadrante IV. (figura 6).

Figura 9 Cuadrantes donde están ubicados los implantes



Para encontrar la distribución de esfuerzos en los diferentes modelos se impartió una condición de fuerza de 100 N en hemiarco derecho en la zona de premolares y ultimo molar esta fuerza fue de forma corono apical (verticalmente), que represento la fuerza de masticación al cantiléver distal.

7.4 MATERIALES

Los materiales utilizados en este estudio fueron considerados homogéneos, isotrópicos y linealmente elásticos, las propiedades de todos los materiales estuvieron basadas en estudios anteriores (87, 86, 88) y se presentaron en la siguiente. (tabla 3).

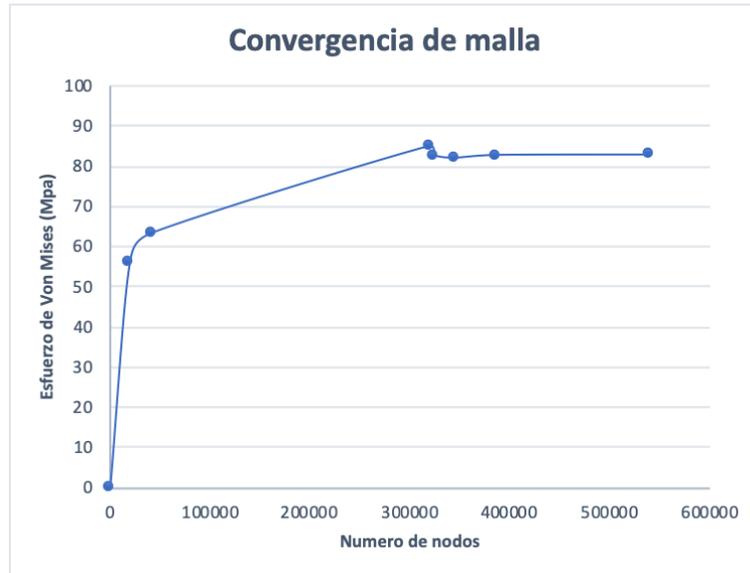
Tabla 3 Módulo de Young y razones de Poisson de los materiales a utilizar (3).

| Tabla 3. Módulo de Young y razones de Poisson de los materiales a utilizar (3). | | |
|---|-----------------------|------------------|
| Material | Módulo de Young (MGp) | Radio de Poisson |
| Hueso cortical (Bacchi et al. 2013) (44) | 13.07 | 0.3 |
| Hueso trabecular (Sevimay et al. 2005) (45) Silva y col. 2010) (46) | 1.37 | 0.3 |
| Aleación de titanio (Benzing et al. 1995) (47) Bacchi y col. 2013) | 110 | 0.35 |
| Aleación de cobalto-cromo (48) | 200 | 0.30 |
| Acrílico (49) | 3 | 0.35 |

7.5 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 7. Se muestra la convergencia de malla para el presente trabajo. (Fig 10)

Figura 10 Convergencia de malla



Para todos los modelos del presente estudio se tomó una malla aproximada de 324916 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 (6) . Como se puede observar en la figura 11.

Figura 11 Diseño de mandíbula



En la tabla 4 se muestra el número de nodos de cada pieza según los diferentes diseños.

(Tabla 4) Resultados de inclinados en nodos es por la configuración de la malla.

Tabla 4 Numero de nodos de cada pieza según los diferentes diseños

| Modelo Región | Hueso trabeculado | Hueso cortical | Prótesis | Barra | Multiunit recto | Multiunit angulado 30 grados | Implante 3.75mm x 7mm | Implante 3.75mm x 11mm |
|----------------------|-------------------|----------------|----------|-------|-----------------|------------------------------|-----------------------|------------------------|
| Implantes inclinados | 131032 | 441322 | 85981 | 51840 | 1197 | 1025 | 1543 | 2137 |
| 4 implantes | 171322 | 457836 | 88842 | 52463 | 7996 | 7996 | 10365 | 17634 |
| 6 implantes | 182349 | 459882 | 89146 | 52112 | 8064 | 8064 | 9610 | 16920 |

7.6 ANÁLISIS DE ESFUERZOS

Todo lo anterior fue simulado mediante el software ANYS Workbench 20.0 para realizar el análisis de esfuerzos de los modelos 3D construidos, los cuales fueron tres modelos: el primero, un modelo de implantes con la técnica “All on four”, la cual consiste en dos implantes inclinados posteriores a (30 o 45) grados y dos implantes anteriores rectos ; el segundo modelo consistió en la colocación de 6 implantes dos largos anteriores y 4 cortos posteriores , el tercer modelo fue una variación del modelo de 6 implantes quitando dos implantes cortos posteriores. La complejidad de estos modelos es un factor por considerar debido a la cantidad de nodos y a tiempo de cómputo, en los diferentes modelos tuvo una dirección aproximada entre 40 y 50 horas con un tamaño de documento aproximado a las 20 GB, estos resultados estarán dispuestos en el apartado de resultados.

7.7 CONVERGENCIA DE MALLA Y COMPARACION DE RESULTADOS

Los resultados que se obtuvieron fueron validados de dos formas: 1 Garantizando la independencia de malla, lo que significa que se aplicó un criterio de margen de error de 5% entre el número de nodos y el esfuerzo de von mises y se escogió la malla que cumplió con este requerimiento. 2 Se compararon los resultados obtenidos en este estudio con estudios previos reportados en la literatura.

8 RESULTADOS

A continuación, se describen los resultados de los esfuerzos de Von Mises (MPa) en el hueso cortical y en el hueso trabeculado para los modelos de 4 implantes rectos (2 largos anteriores y 2 cortos posteriores), 6 implantes rectos (2 largos anteriores y 4 cortos posteriores) y modelo de implantes inclinados "All on four", donde se puede evidenciar las diferencias entre el concepto de "All on four" y los diseños alternativos.

De modo general, la tabla 5 muestra cómo, bajo los efectos de una fuerza de 100 N, se logró evidenciar un mayor esfuerzo en el modelo de "All on four" en el hueso cortical mientras que en el hueso trabeculado mostró un comportamiento diferente traducido en un menor esfuerzo.

Tabla 5. Descripción de esfuerzos (resultados obtenidos en la distribución de esfuerzos Von Mises)

Tabla 5 Descripción de esfuerzos (resultados obtenidos en la distribución de esfuerzos Von Mises)

| Número de implantes | Hueso cortical esfuerzo de Von Mises en (MPa) | Hueso trabeculado esfuerzo de Von Mises (MPa) |
|-----------------------------------|---|---|
| 4 implantes técnica "All on Four" | 20.23 | 1.80 |
| 4 implantes rectos | 17.94 | 2.97 |
| 6 implantes rectos | 15.29 | 3.44 |

Además, la tabla 5 muestra de manera detallada, la comparación de los esfuerzos obtenidos en el concepto de "All on four" y los diferentes diseños alternativos, donde se destacan los siguientes resultados:

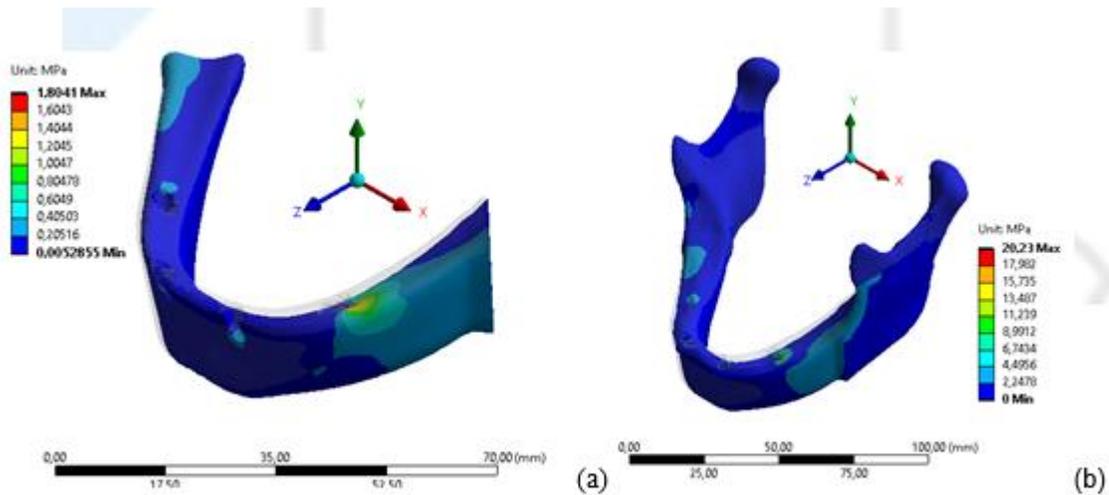
- En los esfuerzos de Von Mises en el hueso cortical entre el modelo de "All on four" contra el modelo de 4 implantes hubo una diferencia de 2.29 MPa
- El esfuerzo de Von Mises en el hueso cortical entre el modelo de 4 implantes contra el modelo de 6 implantes hubo una diferencia de 2.65 MPa
- El esfuerzo de Von Mises en el hueso cortical entre el modelo de 6 implantes contra el modelo de "All on four" hubo una diferencia de 4.94 MPa
- En los esfuerzos de Von Mises en el hueso trabéculado entre el modelo de "All on four" contra el modelo de 4 implantes hubo una diferencia de 1.17 MPa
- El esfuerzo de Von Mises en el hueso trabéculado entre el modelo de 4 implantes contra el modelo de 6 implantes hubo una diferencia de 0.47 MPa
- El esfuerzo de Von Mises en el hueso trabéculado entre el modelo de 6 implantes contra el modelo de "All on four" hubo una diferencia de 1.64 MPa

Las figuras 12, 13 y 14 describen la distribución de los esfuerzos en los tres sistemas de implantes evaluados en el estudio con el fin de describir las zonas de mayor concentración de esfuerzos medido en MPa de la siguiente manera:

En la figura 12(a) se muestra la distribución de esfuerzos en el diseño de "All on four" en el hueso trabeculado donde se puede observar que en la zona del implante posterior derecho existe una concentración 1.80 MPa debido a la fuerza ejercida por la mordida.

Además, en la sección 12(b) de la figura, se muestra la distribución de esfuerzos en el diseño de "All on four" en el hueso cortical donde el implante posterior derecho existe una concentración de 20.23 MPa debido a la fuerza ejercida por la mordida.

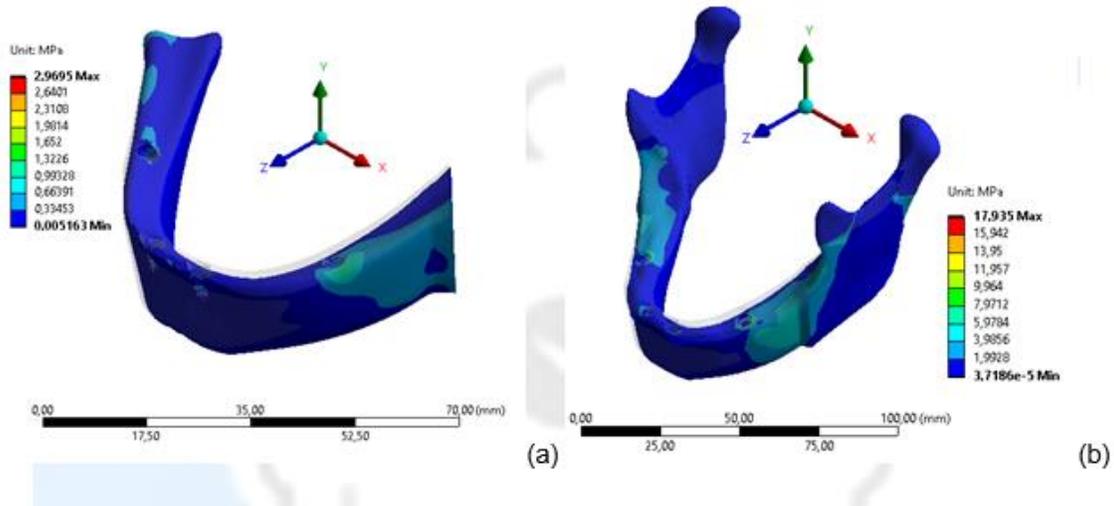
Figura 12 Esfuerzos en concepto de implantes inclinados



En la figura 13(a) se muestra la distribución de esfuerzos en el diseño de 4 implantes rectos en el hueso trabeculado donde se ve que en la zona del implante posterior derecho existe una concentración 2.97 MPa debido a la fuerza ejercida por la mordida.

También la sección 12(b) de la figura, evidencia la distribución de esfuerzos en el diseño de 4 implantes rectos en el hueso cortical donde el implante posterior derecho existe una concentración de 17.94 MPa debido a la fuerza ejercida por la mordida.

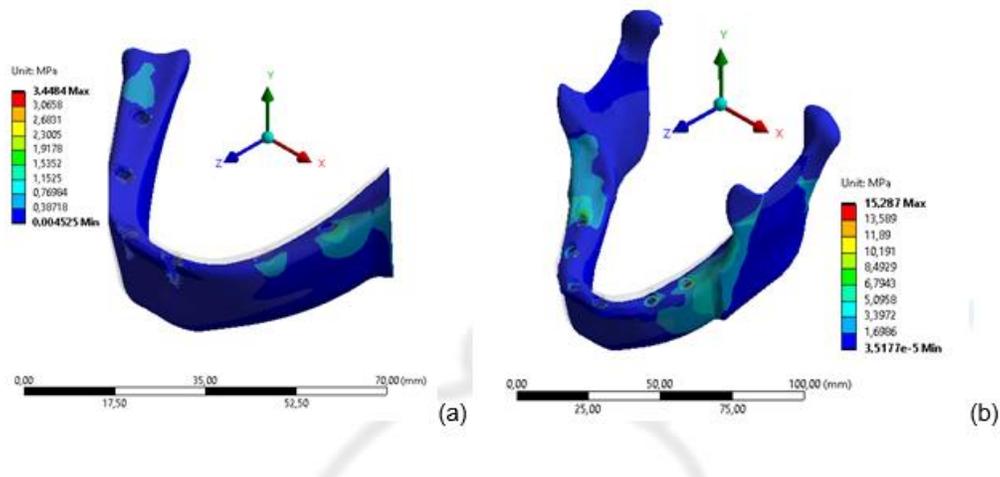
Figura 13 Esfuerzos en concepto de 4 implantes



La figura 14 (a) muestra la distribución de esfuerzos en el diseño de 6 implantes rectos en el hueso trabeculado donde se ve que en la zona del implante posterior derecho existe una concentración 3.44 MPa debido a la fuerza ejercida por la mordida.

La sección 12(b) de la figura, muestra la distribución de esfuerzos en el diseño de 6 implantes rectos en el hueso cortical donde el implante posterior derecho existe una concentración de 15.29 MPa debido a la fuerza ejercida por la mordida.

Figura 14 Esfuerzos en concepto de 6 implantes



9 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La rehabilitación protésica con implantes dentales es un tratamiento altamente predecible, asociado a la mejora del habla y la función masticatoria (50)(51). Así mismo ha mostrado distintas alternativas protésicas para pacientes desdentados, especialmente para los pacientes de edad avanzada, que suelen sufrir problemas de reabsorción mandibular, teniendo en cuenta que las cirugías de injertos óseos presentan altos costos, y no siempre son totalmente predecibles. (50)

Las características anatómicas de la mandíbula atrófica a menudo impiden el uso de implantes dentales de longitud estándar (≥ 10 mm), lo que implica la necesidad de procedimientos quirúrgicos para el aumento óseo, o por el contrario, indica el uso de implantes cortos de longitud (≥ 10 mm.) (9). Adicionalmente, en casos de rehabilitación oral sobre arcos severamente reabsorbidos, se observa poca evidencia científica relacionada con la configuración óptima de los implantes dentales cortos para soportar prótesis fijas completas.

Recientemente, Maló et al (13) realizaron el tratamiento “All on four” con implantes dentales que oscilan entre 7 a 8,5 mm de longitud, y lo consideraron una opción viable para restaurar pacientes completamente edéntulos. Sin embargo, el sistema “All on four” ofrece varios beneficios en comparación con el uso de implantes cortos en la región distal, entre los cuales destacan, el uso de implantes inclinados, los cuales permiten aumentar el área de contacto entre el hueso y el implante, reducir la longitud del cantiléver de la restauración protésica, además de reducir el riesgo o daño a los nervios alveolares inferiores, y reducir el costo del tratamiento con implantes de boca completa. Estas ventajas han permitido que, hoy en día, exista una mayor aceptación por parte de los pacientes sobre este tipo de tratamiento vs diseños protésicos con implantes de menor longitud. (9)(52)(53).

Si bien, la técnica de “All on four” tiene una evidencia científica que la sustenta, y le permite ser considerada una de las primeras opciones para realizar una restauración protésica que cumpla todos los principios estéticos y funciones en pacientes completamente desdentados y con rebordes óseos severamente reabsorbidos, no es posible conocer a total profundidad la intensidad y la distribución de las cargas biomecánicas generadas durante

los procesos masticatorios, y sus posibles efectos en el tejido óseo o en los distintos componentes de la restauración sobre implantes, debido a la imposibilidad bioética que trae el realizar ensayos directos en un paciente. (9)

Adicionalmente, no son muchos los estudios en modelos de elementos finitos o modelos fotoelásticos reportados en la literatura que describan el comportamiento mecánico de los esfuerzos generados en mandíbulas severamente atroficas con técnicas de implantología.

En este estudio, realizado en modelos de elementos finitos, se compararon la distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y hueso trabeculado, en el sistema “All on four” y en otros diseños alternativos, donde los resultados destacan una mayor distribución de esfuerzos en el sistema “All on four” cuando se evaluó el hueso cortical, mientras que en el sistema de 6 implantes rectos fue el que mostro mayor distribución de esfuerzos en el hueso trabecular.

Estos resultados tienen un comportamiento similiar a los reportados por Derya Özdemir Dogan et al (9) quienes encontraron que en el hueso cortical, los implantes posteriores cortos tenían una mayor concentración de tensión en aquellas alternativas protésicas con dos implantes anteriores rectos-largos junto a dos implantes posteriores rectos-cortos, además de dos implantes rectos-largos y cuatro rectos-cortos, y concluyendo como la concentración de tensión en el hueso cortical alrededor de los implantes posteriores fue mayor entre los diseños de los implantes rectos.

En contraposición, Ozge Doganay et al (15) observaron concentraciones de tensión más bajas en los implantes cortos en comparación con los implantes verticales o inclinados, los cuales funcionaron en la ubicación más distal del implante en el hueso cortical. Sin embargo, los valores de tensión principal mínima más altos (compresión) se obtuvieron en el hueso cortical de implantes inclinados (-40 MPa), hallazgo similar a los reportados en este estudio, donde se observó que en los implantes angulados asociados al sistema “All on four”, existió la mayor concentración 20.23 MPa.

Los valores de concentración máxima de tensión reportados por Roshanak Baghai Naini et al (54) e Ichiro Shimamura et al (55) fueron considerablemente más altos en los implantes

inclinados, particularmente en el hueso cortical, hallazgos que van en concordancia con los reportados en el presente estudio, donde se observó que en el concepto de “All on four” existió una mayor concentración de esfuerzos en el hueso cortical.

Estos hallazgos podrían explicarse considerando las angulaciones de los implantes posteriores (entre 30 y 45 grados) y la formación de momentos de flexión en estos sitios. Esta condición generaría, podría aumentar la mayor concentración de tensión en los implantes posteriores, ya que existe una mayor área de contacto entre el hueso cortical y la superficie de los implantes. Dichos resultados han sido corroborados por Watanabe (56) et al y Clelland (57) et al, quienes observaron aumentos en la concentración de tensión en el hueso periimplantario en implantes angulados.

Roshanak Baghai Naini et al (54) en su estudio analizaron, a través de modelos de elementos finitos, la concentración de las cargas entre sectores anteriores y posteriores de la mandíbula, cuando se colocan implantes con diseños de “All on four” y diseños con implantes rectos, y donde reportan un mayor esfuerzo en el hueso cortical de los implantes rectos anteriores en ambos diseños. Si bien el presente estudio no evaluó las diferencias de las cargas entre sectores anteriores y posteriores, si se logró identificar como la mayor concentración de esfuerzo en los implantes angulados posteriores relacionados con el concepto de “All on four”, hallazgo que difiere de los resultados reportados.

En el mismo orden, Roshanak Baghai Naini et al (54) encontraron un mayor esfuerzo en las regiones apicales de los implantes anteriores asociados al hueso trabecular, hallazgo que nuevamente difiere con los resultados del estudio, donde el diseño de 6 implantes rectos (dos anteriores largos y cuatro posteriores cortos) fue el que más concentración de esfuerzo en el hueso trabeculado mostró.

Sin embargo, los hallazgos presentados en el estudio asociados al hueso trabeculado tiene similitudes con los reportados por Derya Özdemir Dogan et al (53), quienes también compararon la concentración de esfuerzos entre el sistema de “All on four” con otras alternativas en modelos de elementos finitos, y observaron que el uso de un implante corto en lugar de uno largo en el área del implante medio generó valores de estrés más altos en el hueso trabecular. Además, los diseños de 4 implantes (dos rectos anteriores y dos rectos

cortos posteriores) y 6 implantes (dos rectos anteriores largos y 4 rectos posteriores cortos) mostraron el mismo comportamiento con los resultados del presente estudio donde fue mayor la concentración en el hueso trabeculado en comparación con el diseño de “All on four”, y al mismo tiempo los valores medios de tensión equivalente del hueso cortical fueron mayores que los del hueso trabeculado (53)

En lo que respecta a la concentración de esfuerzos, el presente estudio mostró como los valores más altos se encontraron en el diseño de “All on four”, con valores de 20.23MPa, mientras que el estudio reportado por Santana et al (7), mostró resultados que presentaron comportamientos diferentes, ya que los niveles de concentración de esfuerzos en el modelos de “All on four” (150.93 MPa), mostró valores menores a los encontrados en diseños con diseños de 4 implantes rectos (2 largos anteriores y 2 cortos posteriores) (218.40 MPa).

Esta diferencia en los valores puede estar explicada en cuanto a que el estudio de Santana et al (7) compararon, además de concentración de esfuerzos, la acción de otras variables que no fueron consideradas en el presente estudio, como es el caso de distintos elementos protésicos entre los cuales destacan la longitud de la barra protésica y los pilares con sus respectivos tornillos, variables que de una u otra manera, hacen parte de la restauración final, y pueden llegar a modificar los resultados de los modelos de elementos finitos.

Una de las variables que puede modificar la concentración de los esfuerzos a los cuales son sometidos los implantes, son los voladizos o cantilevers generados en la barra protésica, la cual depende no solo del material en el que se construya, sino de la configuración del diseño protésico de los implantes. Algunos estudios han detectaron valores máximos de deformación en hueso trabeculado como resultado de un módulo elástico más bajo relativo al hueso cortical, sin embargo, la disminución de la longitud del voladizo podría ser beneficioso para reducir los valores de tensión y deformación en implantes anteriores, aunque los implantes angulados estarán sujetos a esfuerzos mayores (57)(58)(59). Además, estudios previos recomiendan que la longitud del voladizo no debe exceder los 20 mm (36) o 1.5 veces la distancia anteroposterior (58).

Esta es una de las grandes ventajas del sistema “All on four”, ya que los implantes inclinados, no solo tienen mayor área de contacto con el tejido óseo, sino que, disminuyen el cantiléver de la barra protésica debido a su ubicación angulada. Esta característica hace posible que, si bien se aumenta la concentración de esfuerzos sobre el hueso cortical, los valores disminuyen sobre el hueso trabeculado (59)(57). Sin embargo, a pesar de que estos hallazgos han sido reportados en diferentes estudios, Zampelis et al (60) en su estudio sobre múltiples implantes ferulizados con una superestructura, no observó diferencias en la tensión sobre el hueso cortical entre los implantes angulados y no angulados.

Estudios anteriores han mostrado una correlación positiva entre la longitud del cantilever y la carga sobre el hueso (36)(61)(62). En la construcción de nuevos procesos de investigación y en la misma práctica clínica, es necesario considerar diseños protésicos centrados en evaluar, describir la distribución de esfuerzos y controlar el cantiléver de la base protésica, con el fin de mejorar el pronóstico de las condiciones protésicas, en especial cuando el volumen o la calidad del hueso se ha deteriorado.

Si bien, aumentar el ángulo de inclinación de los implantes posteriores complica los procedimientos clínicos, debe verse como un medio para acortar los cantiléver, y mejorar el comportamiento mecánico de la restauración realizada con el sistema “All on four”. Por lo tanto, debe ser considerado como una opción de restauración de pacientes totalmente edéntulos con mandíbulas severamente reabsorbidas, aunque existan características mecánicas que hagan falta por resolver.

10 CONCLUSIONES

- La distribución de esfuerzos en el hueso cortical presentó valores mayores en el sistema de “All on four” (20.23 MPa), seguida del modelo de 4 implantes rectos (17.94 MPa) y los valores más bajos fueron observados en el modelo de 6 implantes rectos (15.29 MPa).
- La distribución de esfuerzos en el hueso trabeculado presentó valores mayores en el modelo de 6 implantes rectos (3.44 MPa) seguido del modelo de 4 implantes rectos (2.97 MPa), mientras que el sistema de “All on four” presentó los valores más bajos (1.80 MPa).
- El sistema “All on four” tuvo un mejor comportamiento biomecánico asociado al hueso periimplantar comparado con los dos sistemas de implantes rectos.

11 RECOMENDACIONES

Las opciones protésicas con el sistema "All on four" contiene múltiples elementos protésicos, que tienen respuestas biomecánicas diferentes. El presente estudio evalúa la distribución de esfuerzos en el concepto de "All on four" frente a diseños alternativos, sin embargo, se sugiere continuar a través de modelos de elementos finitos el comportamiento biomecánico de componentes como los multiunit, tipos de implantes con sus superficies, barra protésica, materiales de la prótesis, longitud del cantiléver, entre otras variables.

12 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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 Mar 14];3(1):39–49. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11441542/>
2. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2017 Apr 1 [cited 2021 Mar 16];61(2):123–32. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27615425/>
3. Lofaj F, Kučera J, Németh D, Minčík J. Optimization of Tilted Implant Geometry for Stress Reduction in All-on-4 Treatment Concept: Finite Element Analysis Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2018 Nov [cited 2021 Mar 16];33(6):1287–95. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30427959/>
4. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarslan MM. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont* [Internet]. 2019 Feb 1 [cited 2021 Mar 16];28(2):185–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30515911/>
5. Ayali A, Altagar M, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Comput Biol Med* [Internet]. 2020 Aug 1 [cited 2021 Mar 16];123. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32768041/>
6. Faverani LP, Barão VAR, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Garcia Júnior IR, et al. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2014 Apr 1 [cited 2021 Mar 22];37(1):164–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24582236/>
7. Santana L, Guastaldi F, Idogava H, Noritomi P, De Foggi C, Vaz L. Mechanical Stress Analysis of Different Configurations of the All-on-4 Concept in Atrophic Mandible: A 3D Finite Element Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021 Jan;36(1):75–85.

8. Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc.* 2020 Oct;119(10):1514–23.
9. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2014 [cited 2021 Mar 14];16(4):501–10. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23217013/>
10. Soni R, Yadav H, Pathak A, Bhatnagar A, Kumar V. Comparative evaluation of biting force and chewing efficiency of all-on-four treatment concept with other treatment modalities in completely edentulous individuals. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020 Jul;20(3):312–20.
11. Oh JH, Kim YS, Lim JY, Choi BH. Stress distribution on the prosthetic screws in the all-on-4 concept: A three-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2020 Feb;46(1):3–12.
12. Prados-Privado M, Martínez-Martínez C, Gehrke SA, Prados-Frutos JC. Influence of bone definition and finite element parameters in bone and dental implants stress: A literature review [Internet]. Vol. 9, *Biology*. MDPI AG; 2020 [cited 2021 Apr 6]. p. 1–17. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32823884/>
13. Dávila E, Ortiz-Hernández M, Perez RA, Herrero-Climent M, Cerrolaza M, Gil FJ. Crestal module design optimization of dental implants: finite element analysis and in vivo studies. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 2019 Aug 1 [cited 2021 Apr 6];30(8). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31346767/>
14. Ministerio de Salud y Protección Social, MINSALUD. IV Estudio Nacional De Salud Bucal - ENSAB IV. Bogotá, Colomb. 2014;3:381.
15. Doganay O, Kilic E. Comparative Finite Element Analysis of Short Implants with Different Treatment Approaches in the Atrophic Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2020 Jul [cited 2022 Feb 7];35(4):e69–76. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32724926/>
16. Maló P, De Araújo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: A retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-

- up. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2007 Mar [cited 2021 Apr 19];9(1):15–21. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17362493/>
17. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths - PubMed [Internet]. [cited 2021 Mar 14]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19149073/>
 18. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR. The all-on-4 shelf: Maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2010 Oct [cited 2021 Mar 16];68(10):2520–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20863943/>
 19. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Botto J. The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A longitudinal study with 10 to 18 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2019 [cited 2022 Feb 5];21(4):565–77. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30924309/>
 20. Rameh S, Menhall A, Younes R. Key factors influencing short implant success. *Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2020 Sep 1 [cited 2022 Feb 5];24(3):263–75. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32323043/>
 21. Peñarrocha-Diago M, Zaragoza-Alonso R, Soto-Peñaloza D, Blaya-Tárraga JA, García-García A, Ripoll A, et al. Consensus statements and clinical recommendations on treatment indications, surgical procedures, prosthetic protocols and complications following All-On-4 standard treatment. 9th Mozo-Grau Ticare Conference in Quintanilla, Spain. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2017 May 1 [cited 2021 Apr 27];9(5):e712–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28512551/>
 22. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1971 [cited 2022 Feb 9];26(3):266–79. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4934947/>
 23. Bartlett SP, Grossman R, Whitaker LA. Age-related changes of the craniofacial skeleton: An anthropometric and histologic analysis. *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 1992 [cited 2021 Mar 22];90(4):592–600. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1409994/>

24. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2006 Oct [cited 2021 Mar 22];17(SUPPL. 2):8–18. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16968378/>
25. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of Implant Length and Bicortical Anchorage on Implant Stress Distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(4):254–62.
26. 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 2021 Mar 9];7(SUPPL. 1):s88–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16137093/>
27. Malo P, De Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2011 [cited 2021 Mar 9];142(3):310–20. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21357865/>
28. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2009 Jun [cited 2021 Mar 22];20(6):601–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19302389/>
29. De Almeida EO, Rocha EP, Assuncao WG, Junior ACF, Anchieta RB. Cortical Bone Stress Distribution in Mandibles with Different Configurations Restored with Prefabricated Bar-Prosthesis Protocol: A Three-Dimensional Finite-Element Analysis. *J Prosthodont* [Internet]. 2011 Jan [cited 2021 Mar 22];20(1):29–34. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21087340/>
30. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* [Internet]. 2008 [cited 2021 Mar 14];34(1):1–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18390236/>
31. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone - PubMed [Internet]. [cited 2021 Mar 14]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2639862/>

32. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* [Internet]. 1991 [cited 2021 Mar 14];25(7):889–902. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1918105/>
33. Schiegnitz E, Noelken R, Moergel M, Berres M, Wagner W. Survival and tissue maintenance of an implant with a sloped configured shoulder in the posterior mandible—a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2017 Jun 1 [cited 2021 Mar 15];28(6):721–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27172991/>
34. Malhotra AO, Padmanabhan T V., Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J* [Internet]. 2012 Dec [cited 2021 Mar 15];57(4):440–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23186568/>
35. Khatami AH, Smith CR. “All-on-four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont*. 2008 Jan;17(1):47–51.
36. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):165–9.
37. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis - PubMed [Internet]. [cited 2021 Mar 22]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12814310/>
38. Prados-Privado M, Bea JA, Rojo R, Gehrke SA, Calvo-Guirado JL, Prados-Frutos JC. A New Model to Study Fatigue in Dental Implants Based on Probabilistic Finite Elements and Cumulative Damage Model. *Appl Bionics Biomech*. 2017;2017.
39. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles - PubMed.
40. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 1988 [cited 2022 Feb 9];17(4):232–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3139793/>

41. Ishak MI, Kadir MRA, Sulaiman E, Kasim NHA. Finite element analysis of zygomatic implants in intrasinus and extramaxillary approaches for prosthetic rehabilitation in severely atrophic maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013 [cited 2022 Feb 9];28(3):e151–60. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23748334/>
42. Gümrükçü Z. Biomechanical Evaluation of Zygomatic Implant Use in Patients With Different Buccal Maxillary Defect Levels. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2019 Nov [cited 2022 Feb 9];34(6):e115–22. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31184636/>
43. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Zygomatic implants: the impact of zygoma bone support on biomechanics. *J Oral Implantol* [Internet]. 2014 [cited 2022 Feb 9];40(3):231–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24914908/>
44. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*. 2013 Sep;71(5):1243–9.
45. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):227–34.
46. 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.
47. UR Benzing, h gal, Weber. Aspectos biomecánicos de dos conceptos implante-protésicos diferentes para maxilares desdentados - PubMed. 1995. p. 188–98.
48. 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.
49. 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.

50. van Velzen FJJ, Ofec R, Schulten EAJM, ten Bruggenkate CM. 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2015 Oct 1 [cited 2022 May 17];26(10):1121–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25370914/>
51. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2000 [cited 2022 May 17];83(4):424–33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10756292/>
52. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* [Internet]. 2009 Sep [cited 2022 May 17];31(7):806–15. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19395303/>
53. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “all-on-four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2014 [cited 2022 Feb 7];16(4):501–10. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23217013/>
54. (PDF) Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible? A Three-Dimensional Finite Element Analysis [Internet]. [cited 2022 May 24]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/51571812_Tilted_or_Parallel_Implant_Placement_in_the_Completely_Edentulous_Mandible_A_Three-Dimensional_Finite_Element_Analysis
55. Takahashi T, Shimamura I. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2010 [cited 2022 May 24];54:179–84. Available from: www.elsevier.com/locate/jpor
56. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress

- distribution. *Odontology* [Internet]. 2003 [cited 2022 May 24];91(1):31–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14505187/>
57. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* [Internet]. 1995 [cited 2022 May 24];4(2):95–100. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8528448/>
58. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2000 [cited 2022 May 24];83(3):332–43. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10709043/>
59. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system - PubMed [Internet]. [cited 2022 May 24]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8112794/>
60. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2007 Jun [cited 2022 May 24];97(6 Suppl). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17618932/>
61. BK M. Relationship between the fixture length and implant failure.
62. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1996 [cited 2022 May 24];76(2):158–64. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8820807/>