

Comportamiento biomecánico de prótesis híbridas implanto soportadas en el maxilar inferior en función de las características geométricas de la subestructura: Estudio de caso de un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa

Lina María Rodríguez Cuellar

Trabajo de grado para optar el título de Magíster en Odontología

Director

Oscar Rodrigo López Vaca

Maestría en Materiales y Procesos

Codirectores

Cesar Hernando Valencia Niño

Doctorado en Ciencias de la Ingeniería eléctrica

Ruth Aralí Martínez Vega

Doctor en Ciencias de la Salud Pública

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga

División Ciencias de la Salud

Maestría en Odontología

2023

Contenido

Comportamiento biomecánico de prótesis híbridas implanto soportadas en el maxilar inferior en función de las características geométricas de la subestructura: Estudio de caso de un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa.....	12
1.1 Planteamiento del problema.....	12
1.2 Justificación.....	15
1.3 Objetivos.....	18
1.3.1 Objetivo general	18
1.3.2 Objetivos específicos.....	18
2. Marco Referencial.....	18
2.1. Marco Teórico.....	18
2.2. Estado del Arte.....	21
2.3. Marco conceptual.....	25
2.3.1. Edentulismo.....	25
2.3.2. Prótesis dentales	25
2.3.3. Implantes dentales	25
2.3.4. Prótesis híbridas implantosoportadas	26
2.3.5. Fallas en las prótesis híbridas implantosoportadas.....	28
2.3.6. Técnica All-on-4.....	29
2.3.7. Propiedades biomecánicas de las prótesis híbridas implantosoportadas.....	29
2.3.8 Extensión del cantiléver.....	30
2.3.9. Protocolos de diseño para la confección de las barras que soportan las prótesis híbridas implantosoportadas	30

2.3.10. Biomecánica	30
2.3.11. Elementos finitos en Odontología y Estudios in Silico	31
2.3.12. Osteointegración	33
2.3.13. Ecuaciones de Morgan	33
3. Métodos.....	34
3.1. Tipo de Estudio.....	34
3.2. Población blanco.....	34
3.3. Población de Estudio.....	34
3.3.1. Criterios de elegibilidad.....	34
3.4. Tamaño de muestra y muestreo.....	35
3.5. Variables.....	35
3.6. Metodología para planificar el caso clínico para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada.....	36
3.7. Selección de los aditamentos, material y geometría de la subestructura.....	41
3.7.1. Perfil y aditamentos	41
3.7.2. Selección del material para la confección de la subestructura.	44
3.7.3. Determinación de propiedades geométricas de la subestructura en función de las condiciones anatómicas del reborde edéntulo.	46
3.8. Consideraciones iniciales para la simulación computacional de la interfaz implante–hueso de acuerdo con las variables establecidas para el diseño de la prótesis híbrida	48
4. Consideraciones éticas	58
5. Resultados	59

5.1. Planificación del caso clínico para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada.....	59
5.2. Establecimiento de las características geométricas y el material para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada considerando las condiciones anatómicas del paciente.....	60
5.3. Análisis y comparaciones cualitativas del comportamiento biomecánico de la interfaz implante-hueso a partir de la lectura de esfuerzos y deformaciones en puntos críticos del diseño realizado.....	61
6. Discusión.....	70
7. Conclusiones.....	75
Referencias.....	76
Apéndices.....	85

Lista de tablas

Tabla 1. <i>Referencias encontradas sobre la evaluación de las características de las prótesis implantosoportadas.....</i>	22
Tabla 2. <i>Operacionalización de variables.</i>	35
Tabla 3. <i>Características de los implantes seleccionados.</i>	38
Tabla 4. <i>Perfiles comerciales de subestructuras para Prótesis Híbridas implantosoportadas... </i>	41
Tabla 5. <i>Características de los materiales para la confección de prótesis híbridas implantosoportadas.....</i>	45
Tabla 6. <i>Medidas de la densidad ósea obtenidas en Unidades de Hounsfield (HU).....</i>	50
Tabla 7. <i>Información discriminada de la malla y discretización de cada uno de los componentes del modelo.</i>	55

Lista de figuras

Figura 1. <i>Subestructura Fracturada</i>	15
Figura 2. <i>Prótesis híbrida implantosoportada en el maxilar superior y barra confeccionada en cromo cobalto.</i>	27
Figura 3. <i>Radiografía panorámica</i>	27
Figura 4. <i>Fractura en prótesis híbrida implantosoportada en la extensión del cantiléver.</i>	28
Figura 5. <i>Diagrama de bloques proceso de diseño y análisis por el método de elementos Finitos.</i>	32
Figura 6. <i>Reborde en filo de cuchillo</i>	36
Figura 7. <i>Tomografía computarizada de paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa.</i>	37
Figura 8. <i>a. Mandíbula del paciente, b. cortes del hueso de la mandíbula del paciente</i>	38
Figura 9. <i>Implantes disponibles de la casa comercial Strauman Tissue level Roxolid SLA.</i>	39
Figura 10. <i>Ubicación y angulación de los implantes utilizando la técnica quirúrgica All-on-4 en el paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa.</i>	40
Figura 11. <i>Pilar multiunit recto y angulado</i>	44
Figura 12. <i>Barra con perfil redondo</i>	47
Figura 13. <i>a) Barra en metal con perfil rectangular. b) Barra CAD/CAM con perfil cuadrado.</i>	47
Figura 14. <i>Barra con perfil redondo</i>	48
Figura 15. <i>Reconstrucción del maxilar inferior a partir de tomografías computacionales.</i>	49
Figura 16. <i>Cortes con mediciones de la densidad ósea del hueso trabecular (rojo) y hueso cortical (amarillo)</i>	50

Figura 17. CAD 3D de Implantes que soportan la subestructura. a. implante roxolid sla 0431645 b. implante 043261s c. implante 043262s.....	52
Figura 18. Conjunto Implante-Pilar multiunit-Tornillo pasante	52
Figura 19. Ensamble 3D de componentes mecánicos y biológicos.	53
Figura 20. Dimensiones finales para la manufactura de la subestructura. a) vista frontal, b) vista lateral, c) zona del 34.	54
Figura 21. Enmallado para la mandíbula y para la barra.	57
Figura 22. Modelo de distribución de las cargas, a) Modelo de carga, b) Prótesis total con puntos de contacto.	58
Figura 23. Mandíbula del paciente con implantes, a) vista lateral, b) vista frontal	59
Figura 24. a. subestructura	60
Figura 25. Esfuerzos de Von Mises [MPa] en la subestructura.	62
Figura 26. Esfuerzo de Von Mises [MPa] en la subestructura, vista inferior conexión pilar-barra.	62
Figura 27. Esfuerzos de Von Mises [MPa] sobre el hueso cortical (Vista superior).	63
Figura 28. Esfuerzos de Von Mises [MPa], corte sagital en el hueso trabecular (implante distal).	64
Figura 29. Esfuerzos de Von Mises [MPa], corte sagital en detalle, paso de rosca del implante	65
Figura 30. Esfuerzos de Von Mises [MPa], vista en detalle de la interfaz hueso-implante en el hueso trabecular	65
Figura 31. Esfuerzos de Von Mises [MPa] sobre los implantes (Vista frontal)	66
Figura 32. Desplazamiento de la barra [mm].	67

Figura 33. <i>Deformación de la barra [mm/mm].</i>	68
Figura 34. <i>Deformación del hueso cortical</i>	69
Figura 35. <i>Deformación del hueso trabecular</i>	69
Figura 36. <i>Barra diseñada para el paciente en estudio</i>	73
Figura 37. <i>Diseños de barras para futuros estudios. a. barra con perfil circular, b. Montaje de la barra c. Vista sagital d. Vista anterior, e. vista posterior</i>	73
Figura 38. <i>Diseños de barras para futuros estudios. a. barra con perfil en l b. Montaje de la barra c. Vista sagital d. Vista anterior e. vista posterior.</i>	74

Apéndices

Apéndice A. *Consentimiento Informado*..... 83

Resumen

Las prótesis híbridas implantosoportadas son usadas para pacientes totalmente edéntulos, en un 0,17 % de la población. El fracaso de este tipo de prótesis está relacionado con fallas mecánicas por sobrecarga oclusal y una geometría de la subestructura que no permite una adecuada distribución de esfuerzos sobre la prótesis, el hueso y los implantes específicamente en pacientes con pérdida ósea severa. Por esto es importante Determinar el comportamiento biomecánico de una prótesis híbrida implantosoportada en maxilar inferior en función de las características geométricas de la subestructura para un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa, mediante la planificación del caso clínico para el diseño personalizado de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada con el fin de establecer las características geométricas y el material para el diseño de la subestructura de la prótesis considerando las condiciones anatómicas del paciente y de esta forma determinar numéricamente el estado de esfuerzos y deformaciones mediante simulación computacional de la interfaz implante-hueso de acuerdo con las condiciones establecidas para el diseño de la prótesis híbrida.

Palabras claves: prótesis híbrida, materiales dentales, edentulismo, Elementos finitos

Abstract

Hybrid implant-supported prostheses are used for totally edentulous patients, in 0.17% of the population. The failure of this type of prosthesis is related to mechanical failures due to occlusal overload and a geometry of the substructure that does not allow an adequate distribution of stresses on the prosthesis, the bone and the implants, specifically in patients with severe bone loss. For this reason, it is important to determine the biomechanical behavior of an implant-supported hybrid prosthesis in the lower jaw based on the geometric characteristics of the substructure for a totally edentulous patient with severe bone loss, by planning the clinical case for the personalized design of the substructure of the substructure. implant-supported hybrid prosthesis in order to establish the geometric characteristics and the material for the design of the substructure of the prosthesis considering the anatomical conditions of the patient and in this way numerically determine the state of stresses and deformations by means of computational simulation of the implant-bone interface according to the conditions established for the design of the hybrid prosthesis.

Keywords hybrid prosthesis, dental materials, edentulism, finite elements

Comportamiento biomecánico de prótesis híbridas implanto soportadas en el maxilar inferior en función de las características geométricas de la subestructura: Estudio de caso de un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa

1.1 Planteamiento del problema

El edentulismo bimaxilar en Colombia, según el IV Estudio Nacional de Salud Bucal, es del 5,20% a partir de los 35 años y va en aumento hasta 32,87% en el rango de los 65 a los 79 años (García et al., 2021). Así mismo, la Organización Mundial de la Salud (OMS) menciona que “cualquier amputación de órganos es una discapacidad y esto genera una restricción o ausencia de la capacidad de realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para un ser humano” (Organización Mundial de la Salud, 2011). Particularmente, el edentulismo impide el desarrollo normal de las personas que lo padecen, porque altera la función y la estética de todo el sistema estomatognático. En consecuencia, los pacientes con edentulismo requieren de tratamientos de rehabilitación oral que busquen recuperar las características funcionales como la masticación y estética, con el propósito de brindar una mejor calidad de vida (García et al., 2021) (Organización Mundial de la Salud, 2011).

Teniendo en cuenta lo anterior, los pacientes que presentan edentulismo total requieren de tratamientos que devuelvan la función en todo el sistema según la edad. Se conoce que el 31,6% de la población usa prótesis ya sea fija, removible o totales convencionales, siendo mayor el uso en las mujeres que en los hombres como respuesta a la mayor pérdida dental. También se sabe que el 77,4% de las personas en edades entre 65 a 79 años usan prótesis para reemplazar la pérdida total o parcial de dientes (Ministerio de Salud y Protección Social MINSALUD, 2014). Estas

prótesis totales convencionales pueden llegar a recuperar el 40% de la fuerza máxima de mordida (20 kg con dentición natural, 8 kg con prótesis total). Sin duda alguna, este tipo de prótesis reemplazan los dientes perdidos, pero genera reabsorción ósea y cambio constante de las prótesis (Alfaro et al, 2012).

Dentro de este orden de ideas, los tratamientos que existen para el edentulismo total son: las prótesis totales convencionales que permiten reemplazar todos los dientes ausentes en pacientes totalmente edéntulos. Estas pueden ser removidas por el paciente, sin embargo, una de sus desventajas es que durante el tiempo de uso disminuye la estabilidad de la base protésica, esto ocasiona chasquidos, mucositis y pérdida ósea. También existen las sobredentaduras que son prótesis implantosoportadas, las cuales permanecen en su lugar gracias a los aditamentos que la soportan, es importante resaltar que el paciente puede quitarla y ponerla dando como resultado un mejor control de ellas, sin embargo, con el tiempo y la función se desgastan los elementos que la soportan generando pérdida de soporte, estabilidad y retención del dispositivo.

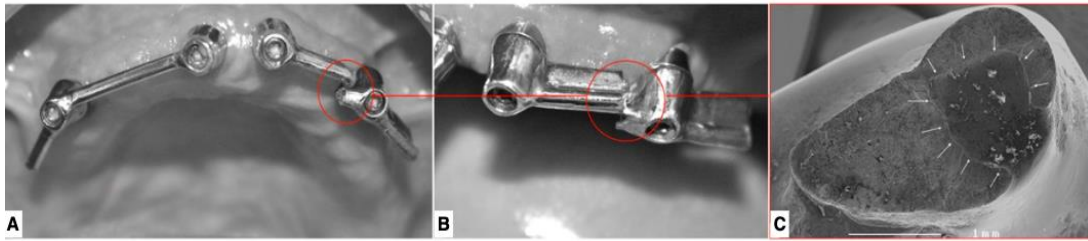
Adicionalmente, están las prótesis híbridas implantosoportadas que a diferencia de las convencionales y sobredentaduras, el paciente no puede retirarlas y volverlas a poner, debido a que van atornilladas a la subestructura de la prótesis y a los implantes. Estas prótesis le permiten al paciente tener un dispositivo funcional y estético en su cavidad oral (Goiato et al., 2010), y proporcionan retención, soporte y estabilidad, las cuales son características biomecánicas de las prótesis (Costa et al., 2015). Sin embargo, estas prótesis son usadas con poca frecuencia en un 0,17% de la población (Ministerio de Salud y Protección Social MINSALUD, 2014).

Gopi (2021) afirma que las prótesis híbridas implantosoportadas presentan fallas mecánicas relacionadas con signos de fractura de la prótesis y aflojamiento de los componentes, y la subestructura en la extensión del cantiléver. Así mismo, como lo evidenció Örtorp (2009) en su

estudio retrospectivo a 15 años, las prótesis híbridas también presentan fallas en el acrílico e inflamación de los tejidos que son considerados problemas frecuentes. Además, la subestructura que soporta este tipo de prótesis presenta altos niveles de desajuste, lo que acelera la reabsorción del hueso crestal. Es importante resaltar que el grado de desadaptación de la subestructura y la geometría de esta se relaciona con la generación de tensiones sobre el tejido periimplantario estando también en directa relación con el éxito de este tipo de rehabilitaciones de alta complejidad (Taşın et al., 2019). Así mismo, la no homogeneidad en la distribución de cargas conduce a la fractura de los componentes de la prótesis y a microfracturas en el hueso esponjoso, este tipo de alteraciones en la distribución de cargas está relacionado directamente con el ajuste pasivo de la subestructura de la prótesis y la geometría de esta (Sahin y Çehreli, 2001).

Cabe destacar que el tipo de diseño de la subestructura y las cargas que esta genera alrededor del implante es a menudo un desafío porque el fracaso de las prótesis híbridas se le ha atribuido a varios factores mencionados anteriormente, pero el verdadero problema es la determinación correcta de una subestructura mal ajustada y con una geometría que no permite la adecuada distribución de cargas oclusales (Tan, 1995).

Sailer y colaboradores mencionan que las prótesis híbridas fallan por problemas en la geometría de la barra donde existen zonas más delgadas que no permiten que haya una adecuada distribución de esfuerzos como se observa en la figura 1, donde se evidencia fractura de la subestructura a los 10 meses de estar en función en boca (Sailer et al., 2022).

Figura 1. *Subestructura Fracturada*

Tomado de *Prosthetic failures in dental implant therapy* (2022).

Así mismo, Araujo Guevara y colaboradores reportan fracturas de la subestructura en 8,8% de los pacientes debido a fallas mecánicas por sobrecarga oclusal y una geometría de la barra que no permite la adecuada distribución de esfuerzos (Araujo Guevara et al., 2022).

De acuerdo con lo anterior, el objetivo de este trabajo es encontrar, mediante un estudio biomecánico *in silico* en un paciente con edentulismo total y pérdida ósea severa, las condiciones geométricas adecuadas de la subestructura soporte de una prótesis híbrida que permitan mejorar su estabilidad, soporte y retención acorde a las condiciones biológicas y anatómicas del hueso mandibular y al comportamiento de las cargas oclusales. A partir de estas necesidades se planteó como pregunta de investigación ¿Cuál es el efecto de las propiedades de área de sección transversal de la subestructura, definidas de acuerdo con las características anatómicas del paciente y la revisión de la literatura, sobre el estado de esfuerzos y deformaciones en la interfaz implante-hueso en una prótesis híbrida implanto soportada, diseñada para un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa?

1.2 Justificación

Es importante considerar que la deficiencia causada por la pérdida de las estructuras dentarias genera una discapacidad, ya que el paciente afectado pierde la facultad de realizar las

funciones de la cavidad bucodental dentro del margen que se considera adecuado para un ser humano. Cabe destacar que es importante conocer cada uno de los tratamientos para el edentulismo con el fin de brindar opciones acordes a las características anatómicas de los pacientes con pérdida de dientes (Organización Mundial de la Salud, 2018). Así mismo, las opciones de tratamiento para los pacientes totalmente edéntulos son diversas, entre ellas se encuentran las prótesis totales convencionales que generan estomatitis protésica y pérdida ósea, esto conlleva, a que este tipo de prótesis presenten una vida útil corta. En consecuencia, existen otras opciones como los implantes dentales que devuelven la función y la estética, permitiendo realizar las actividades cotidianas de manera normal a este tipo de pacientes (Pérez Hernández et al., 2015) (García et al., 2021). Por consiguiente, el tratamiento ideal para el edentulismo son las prótesis híbridas implantoportadas porque restituyen en el paciente la función oclusal, protegiendo el sistema estomatognático a largo plazo.

Sin embargo, como consecuencia del diseño inadecuado de las prótesis y el mal uso de la oclusión en estas, se producen fallas por sobrecarga de los implantes sanos, dando como resultado una tensión inadecuada que genera pérdida del hueso crestral alrededor de los implantes, la cual ha sido reportada en el 28% de los pacientes (Durkan et al., 2019). Adicionalmente, las prótesis híbridas implantoportadas presentan deficiencias relacionadas con signos de fractura de los dientes acrílicos y de la subestructura, así como con aflojamiento de los componentes en la extensión del voladizo (Gopi & Edwin, 2021). Esto se debe a que las tensiones máximas de carga se generan en la interfase hueso-implante en la extensión distal, debido a fuerzas oclusales excesivas. Inclusive, los materiales usados en la confección de la subestructura de la prótesis (barra), la geometría y el diseño de estas son factores que inciden en la pérdida de las rehabilitaciones de alta complejidad como son las prótesis híbridas (Fransson et al., 2005).

Aunque existen estudios que analizan el comportamiento mecánico de las prótesis híbridas, incluyendo variables como número y tipo de implantes, ubicación, ferulización, tipo de retención y distribución de esfuerzos, los estudios que consideran la geometría y el diseño de la subestructura son escasos y no consideran la evaluación del efecto de la dimensión transversal de la subestructura sobre los esfuerzos y las deformaciones. Por lo tanto, es importante conocer la diferencia en el comportamiento mecánico de estos diseños para tenerlos en cuenta en la práctica clínica y la planeación de los casos, ya que estas consideraciones biomecánicas se relacionan a su vez con los factores anteriormente mencionados (Latorre, 2021). Por lo anterior expuesto, es importante determinar el comportamiento biomecánico de las prótesis híbridas implantosoportadas en función de las características geométricas de la subestructura para un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa mandibular, utilizando una aproximación *in silico* que permite la simulación de diferentes características de la subestructura y la evaluación del efecto de estas características sobre las deformaciones y los esfuerzos. Esto permitirá disminuir las fallas mecánicas mencionadas anteriormente, brindar tratamientos individualizados sobre implantes predecibles a largo plazo y aportar a las necesidades del contexto en salud bucal como el edentulismo que ha venido aumentando.

Además, se puede señalar que esta investigación permitirá brindar a los clínicos soluciones ideales para los tratamientos de alta complejidad sobre implantes a través de la generación de protocolos que permitan planificar adecuadamente este tipo de prótesis teniendo en cuenta características como el diseño adecuado de la subestructura y el material adecuado, para distribuir cargas y dar como resultado restauraciones predecibles a largo plazo.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Determinar el comportamiento biomecánico de una prótesis híbrida implantosoportada en maxilar inferior en función de las características geométricas de la subestructura para un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa.

1.3.2 Objetivos específicos

- Planificar el caso clínico para el diseño personalizado de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada.
- Establecer las características geométricas y el material para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada considerando las condiciones anatómicas del paciente.
- Determinar numéricamente el estado de esfuerzos y deformaciones mediante simulación computacional de la interfaz implante-hueso de acuerdo con las condiciones establecidas para el diseño de la prótesis híbrida.

2. Marco Referencial

2.1. Marco Teórico

El edentulismo total se define como la pérdida total de los dientes en la cavidad oral. Según el EMSAB IV la etiología de esta condición se debe a diferentes factores relacionados con caries y bajo soporte periodontal y trauma (Ministerio de Salud, 2014). Cabe destacar que la pérdida total de dientes es una condición definitiva que requiere tratamiento de rehabilitación oral, que devuelva

la estética y la función al paciente. La prevalencia de edentulismo en las diferentes regiones del país muestra como la pérdida de dientes afecta a la población en general, por ejemplo, en la región Pacífica se presenta la situación más crítica con 7,77% de edentulismo en la población mientras que en la región Atlántica es menor la prevalencia con 2,42%. Sin embargo, dentro de una misma región, la prevalencia de edentulismo varía considerablemente, por ejemplo, la subregión el Litoral Pacífico muestra la menor prevalencia (1,06%) mientras que la subregión conformada por Cauca y Nariño sin Litoral Pacífico presenta la mayor prevalencia (11,51%) (García et al., 2021).

Así mismo, los tratamientos para los pacientes totalmente edéntulos requieren de condiciones específicas que consideren las características anatómicas del paciente y que permitan devolver la estabilidad al sistema estomatognático. Dentro de estos tratamientos se encuentran las prótesis totales convencionales que permiten recuperar el 40% de la fuerza máxima de mordida. Al mismo tiempo tenemos las sobredentaduras y las prótesis híbridas sobre implantes que según el estudio de (Rismanchian, 2009) y colaboradores una de las ventajas de los implantes es que mejoran la fuerza de mordida de los pacientes que la usan a 10 años de seguimiento. Cabe destacar que las sobre dentaduras devuelven el soporte labial a los pacientes con pérdida de dientes, y que las prótesis híbridas están indicadas para pacientes totalmente edéntulos donde la prótesis total convencional no devuelva la función y estética adecuada (Rismanchian et al., 2009).

Las prótesis híbridas implantosoportadas están compuestas por una subestructura (barra) que puede elaborarse en diferentes materiales, como el cromo cobalto y el titanio. Además, es importante tener en cuenta que estas restauraciones van soportadas por 4 o 6 implantes dependiendo de las características anatómicas de cada paciente (Gopi & Edwin, 2021). Las técnicas usadas para la elaboración de las prótesis híbridas implantosoportadas varían dependiendo de la posición de los implantes y el material con el que se confeccione la subestructura, además de

diferentes características anatómicas del paciente como la pérdida de dimensión vertical, el soporte labial y el espacio interoclusal. Los materiales para la confección de la subestructura de la prótesis (barra) pueden ser el Níquel Cromo Ni-Cr (módulo de elasticidad de 107.000MPa), Cromo Cobalto Cr-Co (módulo de elasticidad de 224.000MPa) (Carmona Ramírez et al., 2020), de la misma forma el proceso de manufactura de las barras puede ser por fresado o CAD/CAM (diseño asistido por computadora y de manufactura asistida por computadora), en la actualidad se confeccionan subestructuras que soportan las prótesis híbridas en fibra de carbono.

De hecho, Darbinyan y colaboradores en su estudio compararon la confección de barras en diferentes materiales encontrando que el cromo cobalto reforzado con acrílico demuestra mejor comportamiento mecánico en voladizos de 13 mm superando la fibra de carbono, por tal motivo la altura y el ancho del voladizo están relacionados directamente con la disminución o el aumento de la cantidad de deformaciones de la prótesis. Esto quiere decir que el grado de deformación del cantilever es proporcional al ancho y al cubo de la altura del voladizo (González, 2014) (Haroyan-Darbinyan et al., 2022). En comparación, los módulos de elasticidad de los huesos que soportan los implantes son entre 15 y 20 GPa para el hueso cortical y entre 0,75 y 10 GPa para el hueso trabecular (Rho et al., 1997). Podemos decir además que las prótesis híbridas implantosoportadas fracasan por fallas mecánicas asociadas a la fractura de la subestructura por sobrecarga oclusal (Sailer et al., 2022), inclusive el grado de desadaptación de la subestructura y la geometría de esta se relacionan con la generación de tensiones sobre el tejido periimplantario estando también en directa relación con el éxito de este tipo rehabilitaciones de alta complejidad (Tan, 1995). Así mismo, la no homogeneidad en la distribución de cargas conduce a la fractura de los componentes de la prótesis y a microfracturas en el hueso esponjoso, este tipo de alteraciones en la distribución

de cargas está relacionado directamente con el ajuste pasivo de la subestructura de la prótesis y la geometría de esta (Sahin y Çehreli, 2001).

También es importante destacar que la rehabilitación de rebordes edéntulos mediante prótesis sobre implantes ha demostrado ser predecible cuando existen volúmenes óseos suficientes. Esto quiere decir que cuando la pérdida ósea de los maxilares es severa, existen limitaciones anatómicas como el patrón de reabsorción centrípeto en el maxilar superior, la neumatización del seno maxilar, la presencia de la fosa nasal y el conducto nasopalatino que dificultan las técnicas quirúrgicas, y para el maxilar inferior, el nervio dentario inferior dificulta la colocación de implantes. Además, es importante resaltar que la rehabilitación mediante prótesis híbridas es una alternativa que evita grandes cirugías reconstructivas, logrando dar estabilidad y funcionalidad protésica a pacientes con rebordes atróficos, permitiendo así reemplazar tanto tejidos duros como blandos (Real-Osuna et al., 2012).

Respecto a la reabsorción de los maxilares edéntulos, Lekholm y Zarb realizaron una clasificación del grado de reabsorción de estos, clasificándolos en: Tipo A) El reborde alveolar mantiene su anatomía tras la extracción, Tipo B) Existe una reabsorción moderada del reborde alveolar, Tipo C) Existe una reabsorción avanzada del reborde alveolar pero que aún no ha llegado a afectar a la base del maxilar, Tipo D) La reabsorción afecta a la base del maxilar, y Tipo E) Reabsorción extrema de la base del maxilar (Parr, 1985).

2.2. Estado del Arte.

Para la búsqueda de los artículos en la base de datos PUBMED, SCIENCE DIRECT, ELSEVIER, que fueron incluidos en el estado del arte de esta investigación, se utilizó la ecuación de búsqueda que incluyó términos MESH: (("Jaw, Edentulous"[Mesh]) AND "Prostheses and

Implants"[Mesh]) AND "Denture Design"[Mesh]). Dicha consulta fue realizada durante el mes de mayo de 2022 en idioma inglés y fueron tomados en cuenta artículos que están dentro de la ventana del 2013 al 2022. Después de realizar la búsqueda se encontraron 8 artículos con objetivos similares a los propuestos en este estudio. La mayoría son investigaciones donde se simulan mandíbulas y maxilares edéntulos con implantes angulados y rectos, esto con el fin de estudiar la fractura de los dientes acrílicos, el aflojamiento de los tornillos, de la barra y el pilar. Así mismo, se comparan en varios estudios diferentes materiales para la confección de la barra, como el oro, el cromo cobalto, el níquel cromo y la fibra de carbono, evaluando la resistencia a la fractura y el comportamiento biomecánico de estos. Algunos estudios evalúan el diseño de la barra, pero ninguno profundiza en la geometría de esta, y cómo influye el diseño de la subestructura en la distribución de cargas sobre los implantes y las prótesis híbridas (Tabla 1).

Tabla 1. Referencias encontradas sobre la evaluación de las características de las prótesis implantosoportadas

Título	Autor	Año de publicación	Objetivo	Metodología	Hallazgos
Evaluación de tres diseños de prótesis implantosoportadas híbridas All-on-4®. Análisis de elementos finitos 3D	Carmona Ramírez, N. E., Villaraga Ossa, J. A., & Latorre Correa, F. (2020).	2020	Evaluar la distribución de tensiones en tres diseños protésicos con el sistema Revitalize Zimmer-Biomet que sigue el concepto All-on-4.	Fueron simulados 3 modelos 3D: R1- barra diseñada y manufacturada por computador ferulizando los implantes, R2- barra de CrCo sin ferulización de implantes y R3- sin estructura interna. Cada modelo con 4 implantes (2 anteriores rectos y 2 posteriores angulados distalmente 15°). Se aplicó una carga axial y oblicua (45°) de 400 N, distribuida en toda la prótesis	Se analizaron 3 modelos simulando diferentes posiciones de implantes, y materiales en la confección de la barra, se encontró: que la barra diseñada y manufacturada por computador ferulizando los implantes igual que el modelo R2 con barra de CrCo sin ferulización de implantes, presentaron la más alta concentración de tensiones. No se analizó la geometría de la barra teniendo en cuenta el espesor y forma
Colocación de implantes inclinados o paralelos en la mandíbula	Roshanak Baghai Naini, Saied Nekar, Has	2011	Evaluar la concentración de tensión en el hueso periimplantario	Los modelos tridimensionales de elementos finitos consistieron en mandíbulas con 4 implantes dentales insertados, los distales	Se presentó más tensión en el modelo A y los implantes distales siempre soportan la tensión más alta. Una de

Título	Autor	Año de publicación	Objetivo	Metodología	Hallazgos
completamente edéntula, un análisis tridimensional de elementos finitos.	ti Borghei, M arzieh Alikhas .		durante dos condiciones de carga y coMParar este diseño con otro diseño en el que los cuatro implantes se colocan paralelos entre sí y perpendiculares al plano oclusal	inclinados (modelo A) o 4 implantes paralelos (modelos S) y superestructuras híbridas, se consideró dos condiciones de carga 178 N para los incisivos centrales o 300 N para el primer molar izquierdo y se determinaron los valores de tensión de Von Mises	las limitaciones del estudio es que ningún modelo mostró mejor desempeño ante las condiciones de carga. No se estudiaron las características de la barra
El papel del material de la superestructura en la distribución de esfuerzos en prótesis fija mandibular soportada por implantes de arcada completa, un 3D-FEA basado en CT.	Mayara Barbosa Ferreira a, Valentim Adelino Barão, Leonardo Perez Faverani, Ana Carolina Hipólito, Wirley Gonçalves Assunção	2014	Evaluar la distribución de tensiones en prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa mandibular con diferentes materiales de revestimiento e infraestructura metálica, utilizando un análisis tridimensional de elementos finitos	Para las prótesis se usaron dientes de resina acrílica y porcelana (POR), estos se asociaron con infraestructuras de titanio (Ti), oro (Au), plata-paladio (AgPd), cromo-cobalto (CoCr) y níquel-cromo (NiCr). Se aplicó fuerza oblicua de 100 N y se evaluó la tensión máxima de von Mises (σ_M) y se obtuvieron las tensiones principales máxima (σ_{max}) y mínima (σ_{min}).	El grupo de plata paladio fue el único que mostró diferentes valores de σ_{max} con un aumento del 12% en comparación con otros grupos que tenían valores de tensión similares. En los implantes, los grupos con infraestructuras de Ti, Au y Ag Pd ya sea con dientes de porcelana o resina, mostraron valores de σ_M similares y más bajos en comparación con los grupos con infraestructuras de CoCr y NiCr
El concepto de tratamiento All-on-4 para la rehabilitación de la Mandíbula completamente edéntula: un estudio longitudinal con 10 a 18 años de seguimiento.	Paulo Maló PhD1, Miguel de Araújo Nobre MSc, Armando Lopes MSc, Ana Ferro DDS, João Botto DDS	2018	Evaluar los resultados clínicos y radiográficos a largo plazo del tratamiento All-on-4 concepto en la mandíbula	Estudio de serie de casos longitudinal retrospectivo, incluyó a 471 pacientes (mujeres: 286, hombres: 185, edad promedio 57,7 años) rehabilitados con 1884 implantes en función inmediata que soportan 471 prótesis mandibulares fijas de arcada completa, con seguimiento a 10 y 18 años	La tasa de supervivencia protésica acumulada fue del 98,8%; la tasa acumulada de supervivencia y éxito del implante fue del 93% y 91,7 %, respectivamente, hasta los 18 años de seguimiento.
Evaluación del comportamiento biomecánico de dos diseños protésicos implantosoportados Análisis de elementos finitos	Federico Latorre Correa, Junes Abdul Villarraga Ossa, Diego Medina3	2021	Analizar el comportamiento biomecánico de dos diseños de prótesis mandibulares soportadas en cuatro implantes y el comportamiento de las zonas biológicas adyacentes	Se realizó la modelación de dos diseños protésicos mandibulares sobre 4 implantes Zimmer TSV (Zimmer Biomet) en un hueso con características D2 (Misch) asumiendo un porcentaje de osteointegración de 75%. El primer diseño fue una sobredentadura (OD) con una barra interna de refuerzo en CrCo, retenida con ajustes Locator (Zest Anchors), el segundo fue una prótesis híbrida (HP) metal-acrílica en la que en lugar de utilizar la	Los esfuerzos se concentraron principalmente en la porción crestal del hueso periimplantar en ambos diseños, los esfuerzos en la porción trabecular fueron mínimos, en el hueso periimplantar fue mayor en la sobredentadura, pero en las prótesis híbridas la tensión de los implantes fue mayor

Título	Autor	Año de publicación	Objetivo	Metodología	Hallazgos
				barra CAD/CAM ferulizado los implantes, se diseñó una barra interna de refuerzo en CrCo. La carga aplicada en cada modelo fue de 400 N distribuidos en toda la prótesis	
CoMParación de diferentes diseños de sobredentaduras retenidas por implantes y prótesis implantosoportadas de arcada completa fija sobre la distribución de la fuerza en la mandíbula edéntula: un análisis tridimensional de elementos finitos basado en tomografía computarizada	V A R Barão, J A Delben, J Lima, T Cabral, W G Assunção	2013	CoMParar el efecto de diferentes diseños de sobredentaduras retenidas por implantes y prótesis implantosoportadas de arcada completa fija sobre la distribución de la tensión en la mandíbula edéntula utilizando un análisis de elementos finitos para	Se construyeron cuatro modelos de una mandíbula humana. En el grupo OR (O'ring), la mandíbula se restauró con una sobredentadura retenida por 4 implantes no ferulizados con fijación de O'ring; en los grupos BC (bar-clip) -C y BC, las mandíbulas fueron restauradas con sobredentaduras retenidas por 4 implantes ferulizados con anclaje bar-clip asociado o no a dos voladizos colocados distalmente. En el grupo FD (dentadura fija), la mandíbula se restauró con una prótesis fija de arcada completa sobre 4 implantes y se aplicó una carga oblicua de 100 N en el primer molar izquierdo	Sobre la distribución de la fuerza en la mandíbula edéntula, el grupo BC-C exhibió los valores de estrés más altos
Comparación de la pérdida ósea marginal alrededor de implantes axiales e inclinados: un análisis CBCT retrospectivo de hasta 24 meses	Ernesto Bruschi, Paolo Francesco Manicone, Paolo DeAngelis, Laura Papetti, Roberta Pastorino, Antonio D'Addona	2019	Determinar la posible influencia de la inclinación del implante en la pérdida de hueso marginal periimplantario después de 18 a 24 meses de carga funcional	Estudio clínico retrospectivo de imágenes de tomografía computarizada de haz cónico. 25 pacientes consecutivos que presentaban un maxilar o una mandíbula edéntulos o parcialmente edéntulos y un volumen óseo adecuado para recibir implantes orales fueron seleccionados para el análisis de la pérdida ósea marginal alrededor de los implantes inclinados y/o axiales	La diferencia en la pérdida ósea periimplantaria lingual/palatina/mesial/distal no fue significativa entre los implantes axiales e inclinados ($P > 0,05$). No se observaron diferencias significativas entre el nivel del hueso marginal y el tipo de prótesis tanto para implantes inclinados como axiales
Prótesis híbridas de polietileno-resina (PEEK)-resina acrílica y el concepto All-on-4: una solución fija soportada por implantes de arcada completa con 3 años de seguimiento	Miguel de Araújo Nobre, Carlos Moura Guedes, Ricardo Almeida, António Silva Nuno Sereno	2020	Examinar el resultado de una solución para la rehabilitación de arcada completa a través de una prótesis híbrida implantosoportada fija (polietileno-resina acrílica) utilizada junto con el concepto All-on-4	37 pacientes fueron rehabilitados con 49 prótesis implantosoportadas de arcada completa. El resultado primario fue la supervivencia protésica. El resultado secundario fue la pérdida ósea marginal, las puntuaciones de placa y sangrado, los problemas de adhesión de las carillas, las complicaciones biológicas, las complicaciones mecánicas y la evaluación subjetiva de los pacientes	Un paciente con rehabilitación bimaxilar fracturó la estructura de PEEK mandibular. La supervivencia del implante fue del 100%. La pérdida ósea marginal promedio a los 3 años fue de 0,40 mm. 9 pacientes tuvieron complicaciones mecánicas (todas resueltas): fractura de los dientes acrílicos, 3 pacientes presentaron aflojamiento del tornillo protésico y del pilar

2.3. Marco conceptual

2.3.1. Edentulismo

El edentulismo es un estado de la salud bucal relacionado con la ausencia de dientes, este se divide en edentulismo parcial (pérdida de algunos dientes) y edentulismo total (pérdida de todos los dientes). La etiología del edentulismo está relacionada con la enfermedad periodontal y la caries siendo estas las principales causas (López Olivera & López Olivera, 2009; Tolstunov, 2009).

2.3.2. Prótesis dentales

Las prótesis dentales son dispositivos que permiten reemplazar los dientes perdidos, estas devuelven en el paciente la estética, la fonética y la función masticatoria, y devuelven la dimensión vertical de los pacientes que tienen ausencia total o parcial de los dientes (Zaher et al., 2021).

2.3.3. Implantes dentales

Los implantes dentales están hechos de titanio puro compatible con el hueso que facilita la osteointegración, estos son elementos aloplásticos que se alojan en los maxilares y tienen como finalidad reemplazar los dientes perdidos. Además, por medio de aditamentos específicos para cada caso, los implantes son los encargados de sostener la corona del diente perdido (Leticia María Lemus Cruz et al., 2009).

La rehabilitación mediante prótesis híbridas implantosoportadas ha logrado dar soluciones protésicas a pacientes desdentados totales con rebordes atróficos mediante un trabajo interdisciplinario con el laboratorista dental, consiguiendo resultados funcionales y estéticos al devolver tejidos blandos y duros al mismo tiempo y manteniendo la integridad del Sistema estomatognático (García et al., 2021).

El primer diseño de prótesis híbrida fue descrito por Bränemark (Marcus Vaccarezza et al., 2016). Es por esto, que uno de los pasos más importantes para tener en cuenta en la construcción de este tipo de prótesis es la barra. Esta es la subestructura protésica que se fabrica actualmente mediante la técnica de colado por cera perdida, pudiendo acumular una serie de errores en su confección debido a la inevitable cantidad de pasos de laboratorio y a la inherente contracción, propia de la aleación en el proceso de colado. Esto puede dificultar el asentamiento pasivo de la estructura sobre los implantes, imprescindible para asegurar el éxito a largo plazo de grandes estructuras. Se asume que un mejor ajuste se asocia con un menor riesgo de complicaciones biológicas o mecánicas que obliguen a correcciones posteriores; para ello se han desarrollado nuevas técnicas a la par con el avance de la tecnología que buscan lograr restauraciones con mayor precisión en sus ajustes (Marcus Vaccarezza et al., 2016).

2.3.4. Prótesis híbridas implantosoportadas

Las prótesis híbridas son un tipo de rehabilitación sobre implantes que están indicadas para pacientes totalmente edéntulos (Figura 2), con pérdida ósea severa, o aquellos pacientes donde la prótesis total convencional no devuelva la función y estética adecuada, además debe existir un espacio interoclusal de 15 mm, con el fin de permitir un área adecuada a cada uno de sus componentes. Esta prótesis además está compuesta por una subestructura (barra) que puede elaborarse en diferentes materiales, como el Cromo Cobalto, Titanio, Níquel Cromo, y la fibra de Carbono. De la misma forma es importante tener en cuenta que estas prótesis van soportadas por 4 o 6 implantes dependiendo de las características de cada paciente (Gopi & Edwin, 2021), en la figura 3 se puede observar un paciente con 4 implantes inferiores y su respectiva subestructura,

2.3.5. Fallas en las prótesis híbridas implantosoportadas

Las extensiones en voladizos de las prótesis híbridas implantosoportadas son el mayor problema de este tipo de prótesis, porque generan fracturas por cargas oclusales excesivas (Figura 4), estos cantiléver deberían ser lo más corto posibles para evitar diferentes tipos de problemas biomecánicos (de Medeiros et al., 2017). Estos voladizos deben tener una extensión de 13 mm de largo con el fin de evitar fallas de las prótesis. Así mismo, se evidenciaron complicaciones relacionadas con la fractura de dientes acrílicos debido al tipo de antagonista, que genera desgaste de las superficies oclusales, llevando al fracaso a largo plazo de estas prótesis (da Silva et al., 2018).

Así mismo el análisis de elementos finitos se usa para predecir el rendimiento biomecánico de varios diseños de los implantes dentales, así como el efecto de los diferentes factores en el éxito y fracaso de estos y el comportamiento de las prótesis sobre implantes en la interfase hueso-implante (Geng et al., 2001).

Figura 4. Fractura en prótesis híbrida implantosoportada en la extensión del cantiléver.



Tomado de Rodríguez (2020)



Tomado de González (2014).

2.3.6. Técnica All-on-4

La técnica All-on-4 fue desarrollada por el Dr. Paulo Malo (Figura 3), es un procedimiento que permite rehabilitaciones complejas tanto en el maxilar superior como en el inferior en pacientes totalmente edéntulos. El nombre de esta técnica se da por la utilización de 4 implantes por maxilar, aunque en ocasiones son necesarios 5 o 6 especialmente en algunos casos del maxilar superior (Maló et al., 2003). Se puede señalar que las distribuciones de las tensiones con este tipo de técnica son más homogéneas disminuyendo la extensión del cantilever y la sobrecarga de los implantes (Vargas et al., 2019).

2.3.7. Propiedades biomecánicas de las prótesis híbridas implantosoportadas

Se consideran las siguientes propiedades biomecánicas de las prótesis híbridas.

2.3.7.1. Soporte. Es la propiedad que tienen las prótesis para soportar fuerzas de compresión. En rebordes edéntulos la zona de soporte de la prótesis se reduce a medida que se reabsorbe el reborde edéntulo (Shillinburg et al., 2006).

2.3.7.2. Retención. La retención es la capacidad que tiene la prótesis de evitar el desalojo en sentido vertical de inserción, debido a fuerzas de tracción. Es probable que los músculos de la cavidad bucal actúen aumentando la retención y con ello también la estabilidad de las prótesis (Shillinburg et al., 2006).

2.3.7.3. Estabilidad. La estabilidad es la propiedad que tienen las prótesis de mantener su posición cuando se encuentran en reposo y de volver a ella después de realizar movimientos excéntricos, es decir, es la capacidad de las prótesis de oponerse a las fuerzas horizontales, de cizallamiento y rotación (Shillinburg et al., 2006).

2.3.8 Extensión del cantiléver

3.1.8.1. Cantiléver. El término cantiléver, según el glosario de términos de prostodoncia, es un puente fijo con un extremo libre que se apoya en un externo por uno o más pilares. Lo ideal es que la longitud del voladizo se limite al tamaño de hasta dos dientes después del último implante en la mandíbula, y solo un diente en el maxilar, esto con el fin de minimizar la sobrecarga oclusal que se transmite a los implantes y al hueso que lo rodea.

2.3.9. Protocolos de diseño para la confección de las barras que soportan las prótesis híbridas implantosoportadas

Descripción estructurada de los procedimientos que deben ser realizados para cualquier procedimiento en salud, dentro de los protocolos de diseño que actualmente son utilizados para el desarrollo de barras que soportan las prótesis híbridas implantosoportadas, se evidencia ausencia de nuevos métodos de diseño y manufactura tanto en la parte clínica como en la confección de estas en el laboratorio dental (García et al., 2021).

2.3.10. Biomecánica

La biomecánica es la disciplina que se encarga de estudiar el movimiento experimentado en un sistema biológico en respuesta a un conjunto de cargas aplicadas sobre éste. De acuerdo con

esta definición, esta disciplina también es considerada como el desarrollo, extensión y aplicación de los principios de la mecánica clásica con el propósito de un mejor entendimiento de la influencia de las cargas aplicadas en la estructura, propiedades y función de los seres vivos y las estructuras con las cuales estos interactúan (Wang et al., 2022), (García et al., 2021).

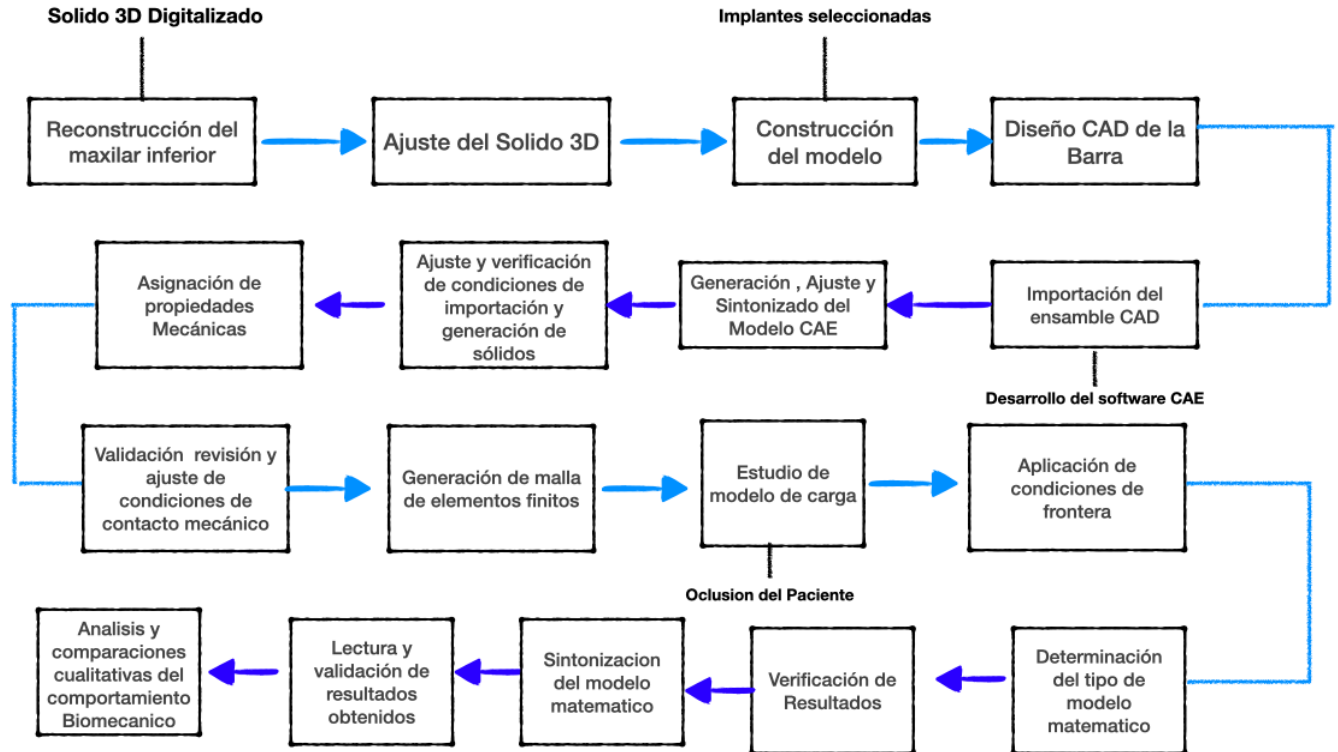
2.3.11. Elementos finitos en Odontología y Estudios in Silico

El Método de elementos finitos (MEF) se basa en el principio de dividir una estructura en un número finito de elementos pequeños, este método es una forma de obtener una solución numérica a un problema específico (Figura 5). Esta herramienta de ingeniería es usada actualmente en odontología en la optimización del diseño de las diferentes prótesis y tratamientos; algunos de los usos más frecuentes en odontología son el estudio de las propiedades de los biomateriales dentales que no se pueden medir *in vivo*, además permite comparar modelos reales donde las pruebas son repetibles con precisión y sin preocupaciones éticas (Bandela & Kanaparthi, 2021). Así mismo, el análisis de elementos finitos se usa para predecir el rendimiento biomecánico de varios diseños de los implantes dentales, como el efecto de los diferentes factores en el éxito y fracaso y el comportamiento de las prótesis en la interfase hueso-implante (Geng et al., 2001).

Los estudios con elementos finitos permiten además la aplicación de fuerzas oclusales y predecir el comportamiento biomecánico de las prótesis sobre implantes, esto con el fin de lograr condiciones biomecánicas optimizadas en las prótesis de alta complejidad. En la actualidad se han utilizado muchos métodos diferentes para estudiar el esfuerzo y las deformaciones en los dientes, implantes y sus tejidos de soporte, es por esto que la fotoelasticidad proporciona información cuantitativa relacionada con los estados de esfuerzos y deformaciones en un modelo físico. El análisis de elementos (FEA) es capaz de proporcionar datos cuantitativos detallados en cualquier

ubicación dentro del modelo matemático. Por lo tanto, FEA se ha convertido en una valiosa herramienta analítica en la evaluación de los sistemas de implantes en odontología (Shivakumar et al., 2021).

Figura 5. Diagrama de bloques proceso de diseño y análisis por el método de elementos Finitos.



El término *in silico* está relacionado con un componente informático silicio, y este a su vez se compone de unos métodos silicos, que se refieren a estudios cuyos resultados utilizan enfoques computacionales (Amberg, 2013). Además, la expresión *in silico* se mencionó por primera vez en el año 1989 en el taller Autómata Celular. Gracias a estos estudios es posible desarrollar experimentos biológicos en un computador que permiten hacer predicciones de desenlaces en escenarios con diferentes condiciones (Dearden, 2003).

2.3.12. Osteointegración

La osteointegración es la conexión rígida y funcional directa entre el hueso y el implante, cuando este se encuentra en función, este mecanismo produce una unión mecánica entre el hueso y el implante, sin interposición de tejido conectivo que se puede identificar con un microscopio óptico. Una vez el implante se encuentre unido al hueso se puede cargar para recibir los diferentes tipos de rehabilitación según el paciente (Dinatale y Guilarte, 2009).

Las fases de la osteointegración comprenden procesos de reabsorción y formación ósea. Es importante tener en cuenta que la osteointegración varía dependiendo del tipo de intervención, como en el caso de las extracciones de dientes seguida de la inserción de implantes posexodoncia, que producen alteraciones del hueso alveolar en sentido horizontal y vertical, incluyendo las paredes del alveolo y el implante (Katleen Bragança et al., 2018). Este proceso biológico de la osteointegración permite un resultado excelente y un pronóstico predecible a largo plazo, teniendo en cuenta todos los protocolos de planificación, el tipo de paciente, la ejecución y el mantenimiento del tratamiento (Guzmán, 2013).

2.3.13. Ecuaciones de Morgan

Las ecuaciones de Morgan son usadas para determinar la densidad aparente y el módulo de elasticidad del hueso y predecir esfuerzos determinados experimentalmente en huesos largos humanos. Determinar la densidad ósea de un paciente permite abordar problemas clínicos relacionados con predecir el riesgo de fractura, así como la planificación preoperatoria de pacientes que requieren implantes y evitar complicaciones a largo plazo (Eberle et al., 2013), (Morgan et al., 2003). Así mismo, las propiedades mecánicas de los huesos se relacionan con la composición y estructuras de estos y están relacionadas con la densidad ósea. La matriz y la porosidad del hueso

cortical determina su densidad y también tiene una relación directa con el módulo elástico (Módulo de Young), lo cual también es válido para el hueso trabecular donde se establecen relaciones matemáticas entre densidad y propiedades mecánicas en el hueso (Keaveny et al., 2001).

3. Métodos

3.1. Tipo de Estudio

Estudio *in silico*, con base en un estudio de caso.

3.2. Población blanco

Pacientes edéntulos de maxilar inferior con pérdida ósea severa.

3.3. Población de Estudio

Se usó la información anatómica de un paciente edéntulo inferior con pérdida ósea severa, obtenida a través de una tomografía computarizada.

3.3.1. Criterios de elegibilidad

Se incluyó un paciente edéntulo de maxilar inferior, con pérdida ósea severa definida según la clasificación de Seibert Clase III (García Gargallo et al., 2016), de cualquier sexo y de cualquier edad que contaba con una tomografía computarizada. No se tuvo en cuenta ningún criterio de exclusión.

3.4. Tamaño de muestra y muestreo

Se usó una sola tomografía computarizada de un paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa y a partir de esta se realizaron todas las simulaciones. El muestreo fue por conveniencia, se tomó un paciente de la consulta privada.

3.5. Variables

- a. Esfuerzos: intensidad de las fuerzas internas que actúan sobre el tejido óseo y los componentes estructurales de la prótesis, puede ser medido en Pascales (Pa).
- b. Deformaciones: variación en la longitud o cambios geométricos producidos por el estado de cargas.

En la tabla 2 se describe la operacionalización de las variables que se evaluaron en este estudio.

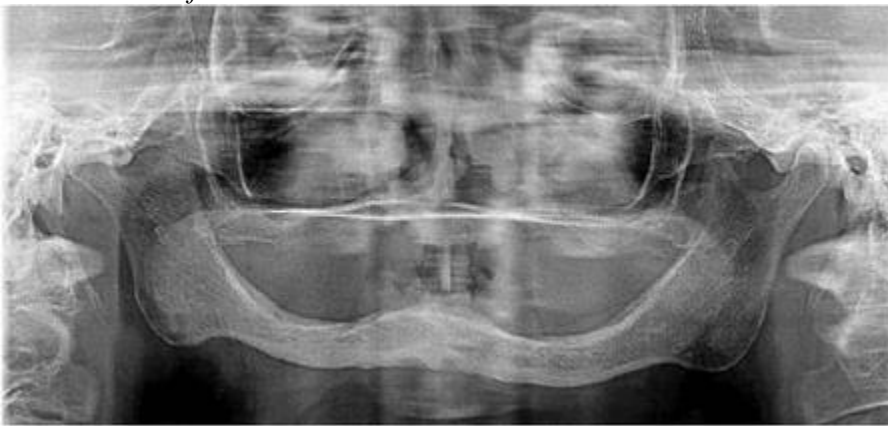
Tabla 2. Operacionalización de variables.

Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Naturaleza	Escala de Medición	Valor
Esfuerzos	Intensidad de fuerzas internas que actúan sobre el tejido óseo y los componentes estructurales de la prótesis	Magnitud de esfuerzos obtenida por simulación computacional	Cuantitativa	Razón	Máximo 880 MPa para los implantes. Máximo 450 MPa para el cromo cobalto
Deformaciones	Razón entre los esfuerzos y el módulo de elasticidad del material de cada uno de los componentes de la prótesis híbrida implantosoportada	Cociente entre el esfuerzo y el módulo de elasticidad del material obtenido por simulación computacional	Cuantitativa	Razón	De 0 a 1

3.6. Metodología para planificar el caso clínico para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada

Se seleccionó un paciente con pérdida ósea severa, donde el tipo de hueso es Tipo E (Reabsorción extrema de la base del maxilar), según la clasificación de Lekholm y Zarb, y según Seibert clase IV (reborde en filo de cuchillo, Figura 6).

Figura 6. *Reborde en filo de cuchillo*



En este tipo de pacientes, debido al reborde atrófico que presenta, es más difícil la rehabilitación por la poca cantidad de hueso y porque las estructuras anatómicas se pueden ver comprometidas en la colocación de los implantes. En la tomografía computarizada de este paciente con pérdida ósea severa se analizó la longitud y el espesor de hueso disponible para la colocación y ubicación de los implantes, respetando las estructuras anatómicas del paciente (Figura 7 y Figura 8).

Para este caso se seleccionó la colocación de los implantes con una técnica *All-on-4*, porque permite la inclinación de los dos implantes distales en zona de 44 y 34 con el fin de respetar estructuras anatómicas como el agujero mentoniano, esta técnica descrita por Maló y

colaboradores, 2003, permite la rehabilitación de rebordes edéntulos con implantes. Además se definió el diámetro y la longitud de los implantes teniendo en cuenta la disponibilidad ósea y las estructuras anatómicas del paciente (Tabla 3). Los implantes seleccionados fueron de la casa comercial Strauman Tissue level Roxolid SLA (Figura 9). Estos implantes fueron seleccionados debido a que permiten realizar cirugías de una sola fase, donde se simplifica la manipulación y se disminuye la complejidad de los tratamientos, así mismo mantienen la salud peri implantar y preservan el tejido óseo y el ancho biológico. También se reduce la invasividad de los tejidos gracias a que son implantes pequeños, esto permite tratamientos simplificados y con mayor eficiencia en la práctica clínica (Buser et al., 2012).

Figura 7. Tomografía computarizada de paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa.

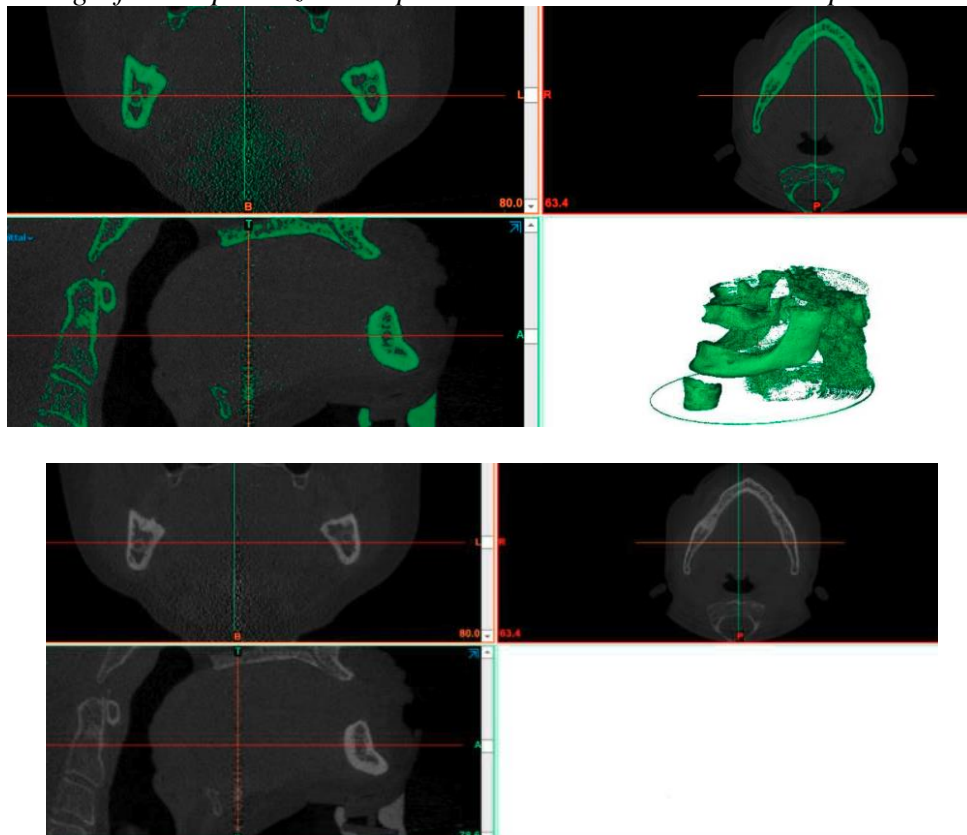


Figura 8. a. Mandíbula del paciente, b. cortes del hueso de la mandíbula del paciente.



Tabla 3. Características de los implantes seleccionados.

Implante	Diente	Longitud	Diámetro	Observaciones
Implante Tissue level Straumann Roxolid SLA.	Zona del diente 34, 043.261S	10 mm	5 mm	Implante angulado con el fin de respetar el agujero mentonero
Implante Tissue level Straumann Roxolid SLA.	Zona del diente 42 043.262S	11,5 mm	3,75 mm	Llegando a la cortical de piso de boca
Implante Tissue level Straumann Roxolid SLA.	Zona del diente 32, 043,164S	11,5 mm	3,75 mm	Llegando a la cortical de piso de boca
Implante Tissue level Straumann Roxolid SLA.	Zona del diente 44, 043.262S	11,5 mm	3,3 mm	

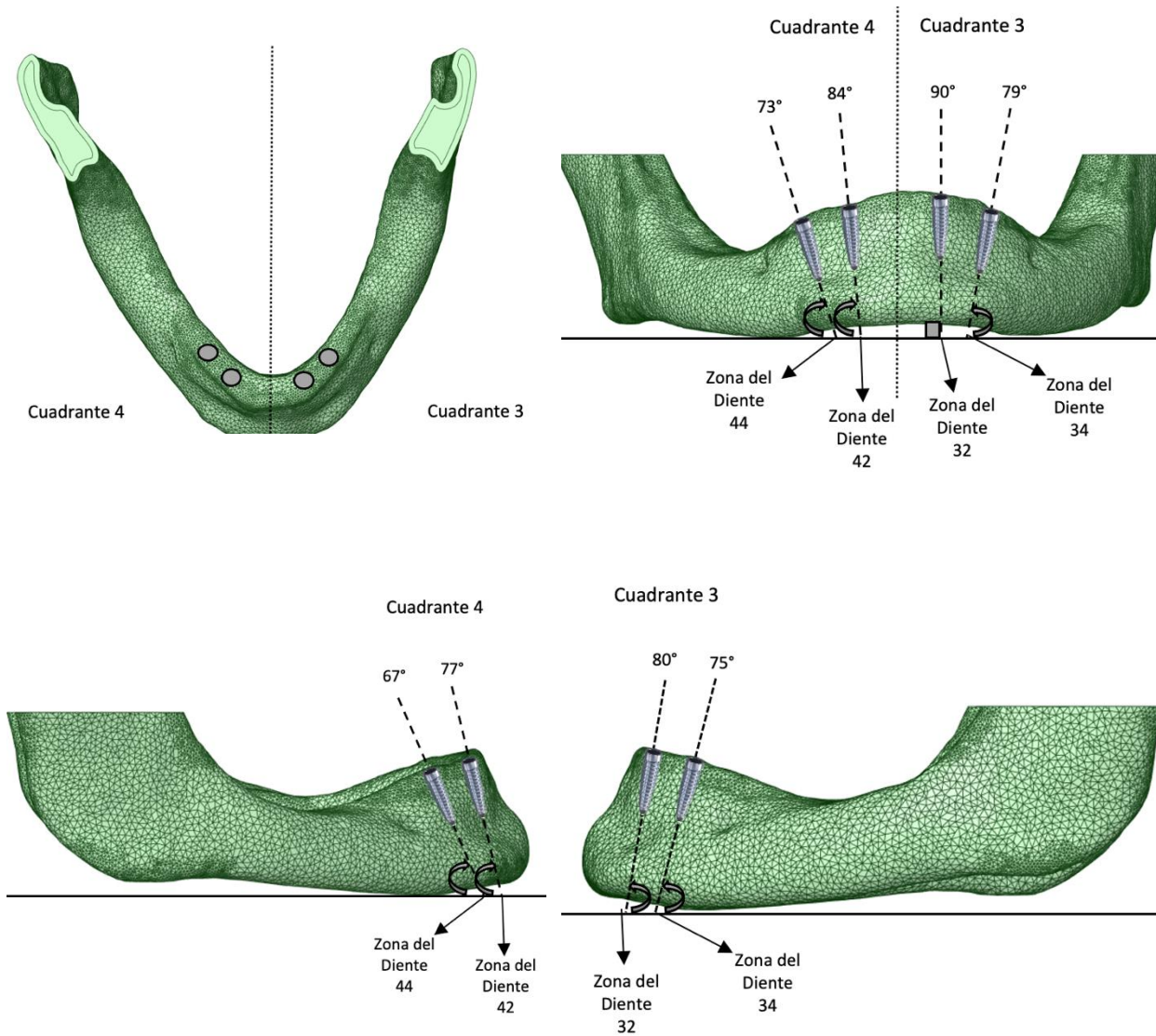
Figura 9. *Implantes disponibles de la casa comercial Strauman Tissue level Roxolid SLA.*

Producto	Plataforma	Imagen	Material	Longitud	Ref.
Standard Plus NNC Ø 3,3	NNC – Narrow Neck CrossFit® Ø 3,5 mm		Roxolid®	8 mm	043.416S
				10 mm	043.417S
				12 mm	043.418S
				14 mm	043.419S
Standard Plus Ø 3,3	RN – Regular Neck Ø 4,8 mm		Roxolid®	8 mm	043.260S
				10 mm	043.261S
				12 mm	043.262S
				14 mm	043.263S
Standard Ø 3,3			Roxolid®	8 mm	043.255S
				10 mm	043.256S
				12 mm	043.257S
				14 mm	043.258S
				16 mm	043.259S

Tomado Catálogo de Strauman (2022-2023).

Es importante destacar que para la planificación de casos clínicos convencionales no se realiza la reconstrucción del maxilar a partir de tomografías computarizadas, generando errores al momento de la ejecución de la cirugía y confección de la prótesis, en esta investigación se realizó la reconstrucción del maxilar a partir de la tomografía del paciente con el fin de ubicar antes de la cirugía los implantes y respetar las estructuras anatómicas (Figura 10), así como predecir posible complicaciones quirúrgicas y protésicas a largo plazo en pacientes con pérdida ósea severa en el maxilar inferior.

Figura 10. Ubicación y angulación de los implantes utilizando la técnica quirúrgica All-on-4 en el paciente totalmente edéntulo con pérdida ósea severa.











3.7. Selección de los aditamentos, material y geometría de la subestructura


3.7.1. Perfil y aditamentos

Una vez realizada la planificación clínica se consultó sobre los diferentes perfiles comerciales para subestructura implantosoportadas que son confeccionados por las casas comerciales de implantes (Tabla 4), y se revisaron cada una de las indicaciones de estas con el fin de seleccionar el diseño personalizado para pacientes con pérdida ósea severa.

Tabla 4. *Perfiles comerciales de subestructuras para Prótesis Híbridas implantosoportadas*

Tipo de barra	Características de la barra	Imagen de la barra
Barra Dolder articulada (perfil ovalado).	Barra articulada Dolder ovalada es un elemento de anclaje que permite libertad de movimientos en tres grados (movimientos de traslación y rotación)	
Barra Dolder, perfil en U	La barra articulada Dolder perfil en U es un elemento de anclaje que no permite libertad de movimientos	
Barras con perfil redondo	La barra de perfil circular es un elemento de anclaje con un grado de libertad (movimiento de traslación)	

Tipo de barra	Características de la barra	Imagen de la barra
Barra en cromo cobalto	Estructura colada en cromo cobalto con perfil cuadrado	
Barra metálica sinterizada con láser	subestructura metálica sinterizada con láser en maxilar superior.	
Barra simple CAD/CAM	Barra simple CAD/CAM prefabricada, para 6 implantes con perfil rectangular	
Barra metálica	Barra metálica lisa que favorece la higiene en el maxilar inferior con un perfil rectangular	
Barra en Cromo Cobalto	Barra en cromo cobalto, sinterizado láser en reborde atrófico.	

Tipo de barra	Características de la barra	Imagen de la barra
Barra en Titanio.	Barra en titanio seccionada en la zona anterior y posterior.	

Tomado de (Qamheya et al., 2015), (Faeghinejad et al., 2019), Catálogo Straumann.

Como conclusión de esta revisión y teniendo en cuenta los artículos que reportan estudios de casos y estudios similares a este, se puede evidenciar que, aunque no se tenga en cuenta en la planificación la geometría de la barra, el perfil más usado es el rectangular específicamente para el maxilar inferior en pacientes con pérdida ósea severa.

Para la confección de la prótesis híbrida implantosoportada se requieren aditamentos que permiten sujetar la subestructura al implante; estos son los pilares que tienen como función sostener la barra y unirla al implante y a la prótesis por medio de un tornillo pasante, en este caso el aditamento seleccionado fue el Multiunit porque es usado para la confección de prótesis híbridas implantosoportadas en pacientes totalmente edéntulos con un reborde alveolar atrófico, donde se va a usar la técnica *All-on-4* con dos implantes rectos y dos implantes angulados (Maló et al., 2003). Este tipo de pilar permite que la restauración se atornille sobre los implantes con los Multiunit mejorando la vía de inserción de la prótesis. Teniendo en cuenta que los implantes distales están inclinados, se seleccionó un pilar Multiunit con una angulación de 30 grados y para los implantes centrales que son rectos se seleccionaron pilares rectos, estos permiten una dirección de inserción común para la restauración protésica (Figura 11).

Figura 11. *Pilar multiunit recto y angulado*

Tomado de Catalogo Strauman (2022-2023).

3.7.2. Selección del material para la confección de la subestructura.

En esta etapa se revisó la literatura científica relacionada con el diseño y confección de prótesis híbridas, con el fin de elegir el material adecuado para la confección de la subestructura que soporta la prótesis híbrida implantoportada en pacientes con pérdida ósea severa en el maxilar inferior (Tabla 5). Se evaluaron los materiales más usados actualmente para la confección de estas subestructuras teniendo en cuenta el módulo elástico y el tipo de hueso del paciente de este estudio, y se seleccionó al titanio como material para la subestructura de este caso. Esta selección fue por su menor peso, sus propiedades mecánicas y su precisión a la hora de su confección, siendo este el más usado actualmente en la confección de barras para prótesis híbridas. Además, para este paciente en particular que presenta un reborde atrófico, el titanio disminuye el peso de la subestructura, brindando mayor función y comodidad al paciente.

Así mismo como lo reporta Drago, 2006, el titanio se diseña por método CAD - CAM, esto permite disminuir técnicas en el laboratorio como encerado, revestido y colado, disminuyendo variaciones dimensionales que afectan el ajuste marginal y pasivo siendo estos muy difíciles de conseguir en las estructuras coladas, también evita poros al interior de la subestructura pues el titanio se fresa a partir de un bloque macizo, esto permite optimizar las propiedades mecánicas de la barra en zonas sometidas a estrés mecánico elevado como la extensión del cantilever.

Tabla 5. *Características de los materiales para la confección de prótesis híbridas implantosoportadas*

Material	Propiedades Mecánicas	Observaciones
Titanio	Módulo Elástico:110000 MPa Esfuerzo de Fluencia:896 MPa	La subestructura en titanio fresada permite un ajuste pasivo que brinda mayor previsibilidad a la prótesis en paciente con pérdida ósea severa, esto se evidenció en el estudio de Mangano et al., 2019, donde se realizó una prótesis híbrida implantosoportada a una paciente de 64 años sobre 6 implantes, y después de un año no se observaron complicaciones protésicas. Katsoulis et al., 2015, realizaron una comparación de barras coladas en oro y barras fresadas en titanio CAD CAM, encontrando que una soldadura mal hecha produce aflojamiento de los tornillos. Por el contrario, las barras en titanio reducen las complicaciones técnicas debido a la calidad mejorada del material. Sin embargo, el estudio mostró fracturas que pueden evitarse aumentando el grosor del titanio alrededor del tornillo pasante.
Cromo - cobalto	Módulo Elástico: 218000 MPa	El cromo cobalto es un material con propiedades mecánicas aceptables, además de menor costo. En el caso reportado por Marcus Vaccarezza et al., 2016 se confeccionó una subestructura de cromo cobalto mediante sinterizado láser para un paciente con pérdida ósea severa. Esto permitió disminuir las limitaciones en su diseño y tener superficies más homogéneas, con mayor dureza. Además, el tiempo fue menor en comparación con la técnica de colado convencional. Sin embargo, las aleaciones de cobalto presentan una mayor corrosión que otros metales y alteraciones en el proceso de fundición que pueden producir fallas mecánicas en la interfaz hueso- implante.

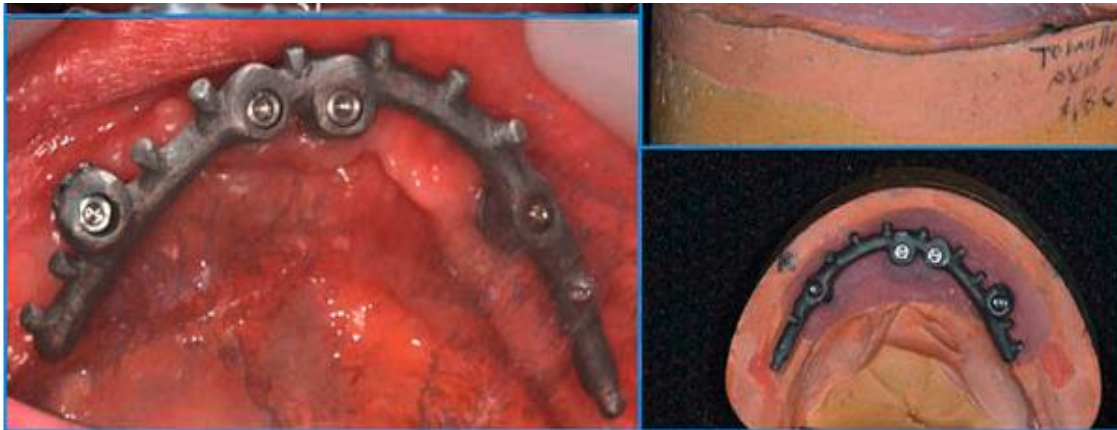
Material	Propiedades Mecánicas	Observaciones
PEEK	14 GPa (si se combina con otros materiales)	El peek es un polímero aromático, policíclico, lineal, semicristalino con buenas propiedades físicas y químicas, sin embargo, se recomienda no exceder el límite de adaptación del hueso para evitar fallas mecánicas. Según el estudio reportado por Paulo Maló y cols, 2018, en 49 prótesis evaluadas con técnica "All-on-4" elaboradas en PEEK, en un periodo de seguimiento de un año, se presentaron complicaciones mecánicas en tres pacientes y cinco prótesis donde se evidenció fracturas de los dientes acrílicos y en la subestructura de PEEK, además se presentó aflojamiento de los tornillos. Estos estudios demuestran que, el uso de PEEK en barras para prótesis híbridas implantosoportadas debe ser con precaución porque aún faltan estudios a largo plazo que demuestran la resistencia y la capacidad de soportar tensiones en la interfaz hueso implante, prótesis (Maló et al., 2018).
Niquel-Cromo	Módulo Elástico: 188000 GPa	El Ni-Cr presenta valores máximos de carga similares (alrededor de los 4 kN), así mismo se deforma más que el cromo cobalto. El Ni-Cr absorbe mucha más energía a la rotura y por tanto presenta mayor tenacidad que el Cr-Co. Por lo que respecta al Ti, éste representa valores máximos de carga inferiores a las aleaciones (2,75 kN), y unas deformaciones intermedias entre los otros dos materiales.

Tomado de Paulo Maló y cols (2018), Mangano et al., (2019).

3.7.3. Determinación de propiedades geométricas de la subestructura en función de las condiciones anatómicas del reborde edéntulo.

Se realizó una revisión de la literatura teniendo en cuenta la confección de diferentes barras en pacientes con pérdida ósea severa en el maxilar inferior. El estudio realizado por Marcus Vaccarezza y colaboradores, 2016 evidencia que la barra confeccionada para el desarrollo del caso en el maxilar inferior con reborde atrófico presenta un perfil redondo, y en este se tiene en cuenta el espacio disponible en el arco y la dimensión vertical del paciente (Figura 12), así mismo se evidencia que este tipo de subestructuras se pueden desarrollar variando los perfiles y la geometría (Figura 13 y 14), donde el diseño de las barras depende de la forma del arco y la ubicación de los implantes. Así mismo Michelinakis y colaboradores, 2021 y Tallarico y colaboradores, 2018 en sus estudios de caso de pacientes con pérdida ósea severa en el maxilar inferior, confeccionaron una subestructura con perfil rectangular y cuadrado (Figuras 13).

Figura 12. *Barra con perfil redondo*



Tomado de Marcus Vaccarezza et al., (2016).

Figura 13. *a) Barra en metal con perfil rectangular. b) Barra CAD/CAM con perfil cuadrado.*



a)

Tomado de Michelinakis et al., (2021).



b)

Tomado de Tallarico et al., (2018)

Figura 14. Barra con perfil redondo.



Para definir el ancho de la subestructura se tuvo en cuenta el diámetro de cada uno de los implantes, seleccionando el grosor de la barra según el implante de mayor plataforma. En este caso el implante fue colocado en zona del diente 34, con referencia 043.261S angulado y 5 mm de diámetro, además se tuvieron en cuenta parámetros relacionados con el espacio interoclusal, la forma del arco y la dimensión vertical del paciente.

3.8. Consideraciones iniciales para la simulación computacional de la interfaz implante–hueso de acuerdo con las variables establecidas para el diseño de la prótesis híbrida

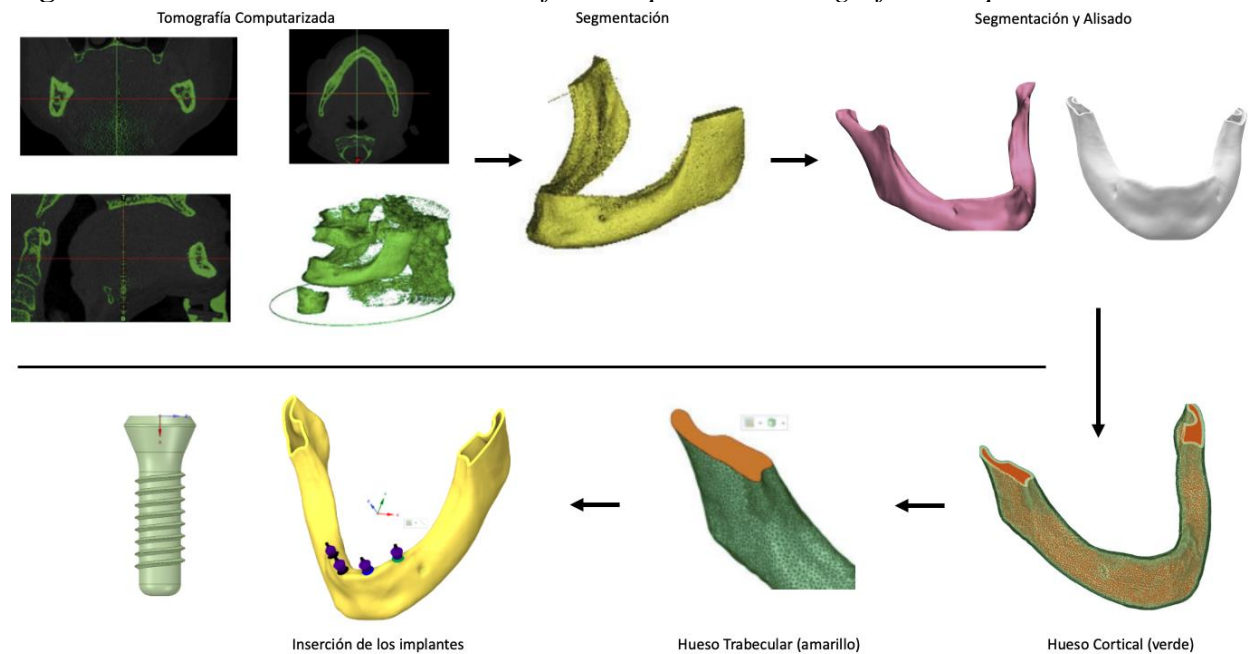
Las restricciones del diseño de prótesis híbridas están dadas de acuerdo con las características anatómicas del paciente para lo cual se debe estudiar el caso particular, y considerar las siguientes:

- Tipo de hueso presente en el maxilar (Densidad ósea).
- Ubicación y posición de los implantes.
- Tipo y características anatómicas del reborde edéntulo.

- Tipo de técnica utilizada (*All-on-4*) (Maló et al., 2003).

De acuerdo con lo anterior, para la materialización de los RF y las restricciones, el diseño de la prótesis híbrida inicia con el estudio de imágenes tomográficas computacionales con el propósito de obtener las características fisiológicas y anatómicas de los maxilares del paciente. Utilizando software especializado en segmentación, se hizo la reconstrucción del tejido óseo para posteriormente separar los maxilares superior e inferior. Una vez segmentado, se realiza un tratamiento de superficies para la mejora del sólido 3D y la fácil lectura de sus condiciones anatómicas (Figura 15). En el panel inferior de la figura 15 se observan los implantes posicionados en la mandíbula.

Figura 15. Reconstrucción del maxilar inferior a partir de tomografías computacionales.



La densidad del hueso maxilar se determinó a partir de la lectura de diferentes cortes de la tomografía computacional donde se obtuvieron medidas de la densidad ósea del paciente en

Unidades Hounsfield (UH) (Figura 16); Posteriormente se hicieron varios cortes en diferentes puntos teniendo en cuenta la vista sagital y coronal para el hueso cortical y trabecular, una vez obtenidas las mediciones óseas, se organizaron y se promediaron para cada tejido (Tabla 6).

Figura 16. Cortes con mediciones de la densidad ósea del hueso trabecular (rojo) y hueso cortical (amarillo)

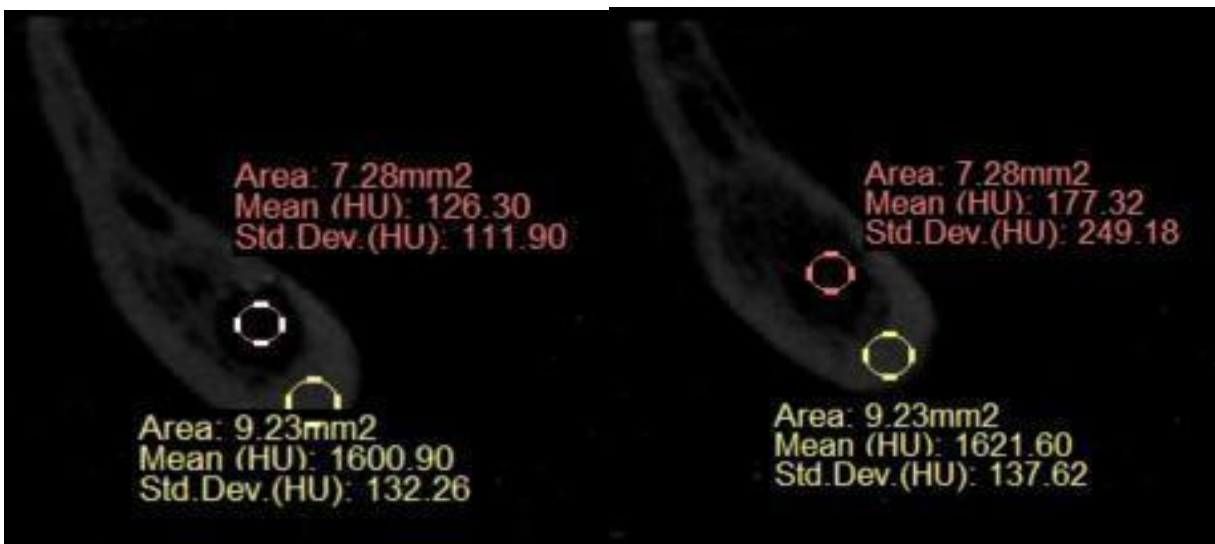


Tabla 6. Medidas de la densidad ósea obtenidas en Unidades de Hounsfield (HU)

Hueso Trabecular (HU)		Hueso Cortical (HU)	
Sagital	Coronal	Sagital	Coronal
52,98	241,62	1352,64	1208,12
209,26	597,94	1673,04	1163,06
83,97	584,9	1091,29	1195,95
98,61	557,77	1571,73	1237,33
169,16	220,31	1338,06	1090,40
481,03	291,88	1384,63	1496,55
406,87	590,51	1451,66	1253,25
487,90	597,49	1574,55	1262,91

Los promedios de la densidad ósea obtenidos fueron utilizados para encontrar la densidad aparente y posteriormente el módulo de elasticidad con ayuda de las ecuaciones de Morgan, (ecuaciones 1 a 4) (Morgan et al., 2003).

$$\rho_{qct} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 0,000829 * HU + 0,0810 \quad (1)$$

$$\rho_{ash} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 0,8772 * \rho_{pqct} \left[\frac{g}{cm^3} \right] + 0,0789 \quad (2)$$

$$\rho_{app} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 1,58 * \rho_{ash} \left[\frac{g}{cm^3} \right] + 0,00011 \quad (3)$$

$$E [MPa] = 6850 * \rho_{app}^{1,49} \left[\frac{g}{cm^3} \right] \quad (4)$$

Donde, ρ_{qct} es la densidad radiológica, HU es la densidad computarizada medida en unidades Hounsfield, ρ_{ash} es la densidad de ceniza, ρ_{app} es la densidad aparente y E Es el módulo de elasticidad.

De acuerdo con las mediciones de HU y las ecuaciones 1 a 4 el módulo de elasticidad obtenido para el hueso trabecular es de 1.207,3 MPa y el para hueso cortical de 12.108 MPa.

Una vez se establecieron las características óseas del hueso y se definió la posición y características de los implantes, se procedió a la construcción del modelo sólido computacional 3D de estos y el ensamble del maxilar inferior. Los implantes usados para este caso fueron los de la casa comercial Strauman, Roxolid SLA (Figura 17), así mismo para el diseño de la subestructura

se requiere de aditamentos llamados pilares Multiunit que son los encargados de soportar la barra por medio de un tornillo pasante (Figura 18 a). Los pilares para los implantes en zona de 42 y 32 son rectos (Figura 18b) y en la zona de 44 y 34 son inclinados a 30° , es importante tener en cuenta que para este paciente con pérdida ósea severa se usó una técnica *All-on-4*, donde los implantes distales se inclinan con el fin de disminuir el cantiléver y respetar estructuras óseas como el agujero mentoniano y el nervio dentario inferior.

Figura 17. CAD 3D de Implantes que soportan la subestructura. a. implante roxolid sla 0431645 b. implante 043261s c. implante 043262s

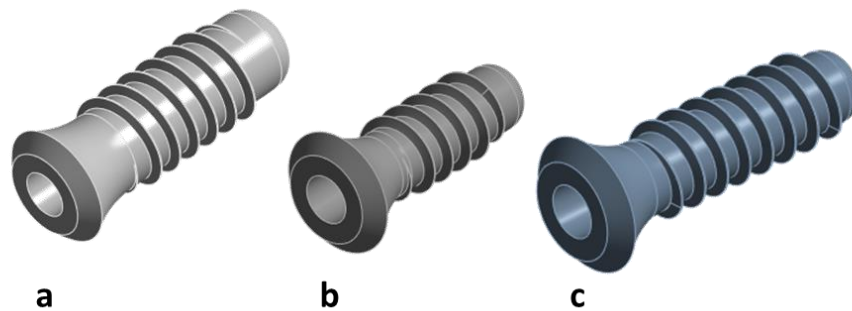
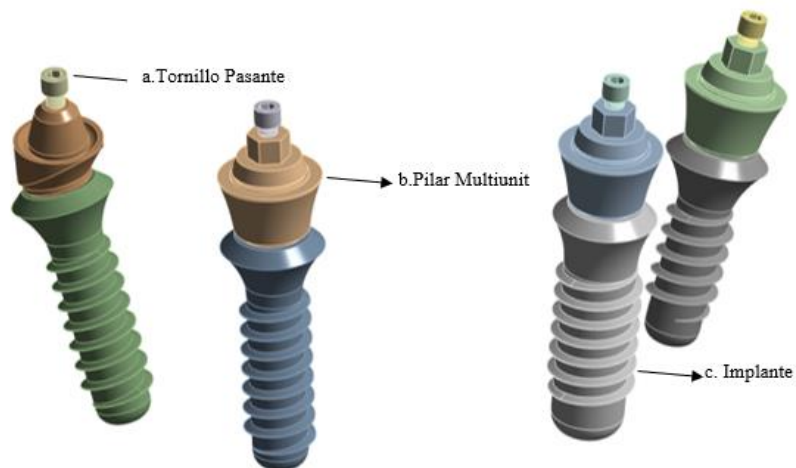


Figura 18. Conjunto Implante-Pilar multiunit-Tornillo pasante



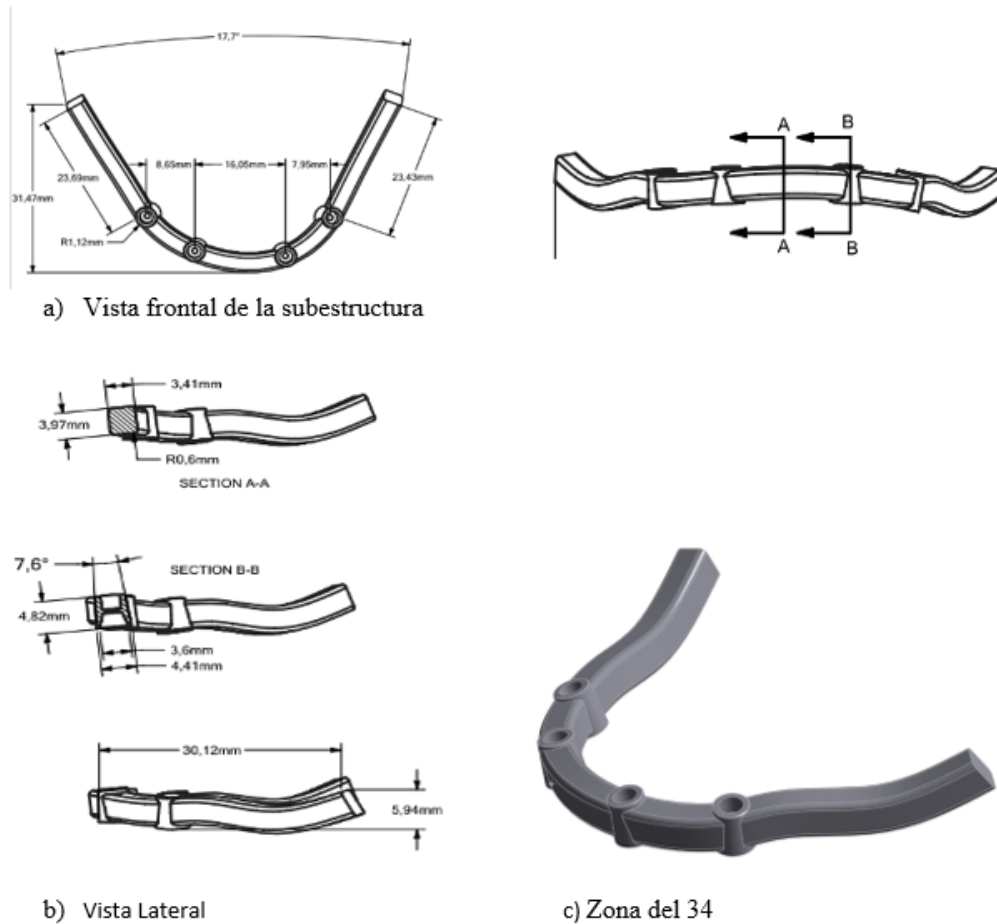
Una vez se seleccionó el modelo de los implantes, y cada uno de los aditamentos se procedió a realizar el ensamble 3D de los componentes mecánicos y biológicos, donde se evidencia la mandíbula del paciente y cada uno de los componentes para el diseño de la prótesis híbrida implantosoportada (Figura 19).

Figura 19. *Ensamble 3D de componentes mecánicos y biológicos.*



Para el diseño CAD de la subestructura en función de las condiciones geométricas establecidas y la anatomía del maxilar inferior, se tuvo en cuenta un perfil rectangular (Figura 20a), también se tuvo en cuenta la forma del arco del paciente y el ancho de los implantes, definiendo el grosor de la barra según el implante de mayor plataforma que fue el de la zona del 34 con 5 mm (Figura 20c), esta barra además tiene un diseño especial para este paciente donde se observa una curvatura en la extensión del cantilever siguiendo la anatomía ósea del reborde del paciente (Figura 20b).

Figura 20. Dimensiones finales para la manufactura de la subestructura. a) vista frontal, b) vista lateral, c) zona del 34.




Por simplicidad del modelo numérico los materiales fueron tomados como isotrópicos y lineales, condiciones suficientes para el diseño de detalle de la barra soporte, ya que se definió como criterio de falla el inicio de deformación plástica. Para cada elemento del ensamble se definió el módulo de Young y la relación de Poisson como propiedades mecánicas necesarias para realizar el estudio. Para el caso de la barra se estableció como material el **Titanio grado 5** utilizado en pacientes con pérdida ósea severa por sus propiedades mecánicas y por el peso, además de la precisión durante el fresado al confeccionar la barra para los elementos de fijación (Katsoulis et

al., 2015). Para los implantes, pilares y tornillos se establecieron las propiedades de acuerdo al estándar de fabricación de estos elementos y se asignó el Titanio para los implantes, el tornillo y la barra (Guevara Perez et al., 2018). Las propiedades de los tejidos óseos se obtuvieron a partir de la lectura de la tomografía computacional utilizando varios cortes de vista sagital y coronal. Posteriormente, se realizaron diferentes mediciones en la tomografía.

Para la discretización fueron utilizadas diferentes técnicas de enmallado con el propósito de tener la mejor relación de aspecto para los diferentes componentes requeridos en la construcción de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada, en la tabla 7 se observa la información discriminada de la malla, de los componentes de la prótesis, y del modelo, en la figura 21 se observa la malla con elementos tetraédricos en la mandíbula del paciente en estudio. La malla tiene 1.009.754 elementos y 157.6391 nodos.

Tabla 7. Información discriminada de la malla y discretización de cada uno de los componentes del modelo.

Sistema de fijación	Nodos	Elementos
Implante en zona de 44	35502	22062
Implante en zona de 42	60317	39266
Implante en zona de 32	43230	26951
Implante en zona de 34	43230	26951
Pilar multiunit inclinado de la zona del 44	36843	23870
Pilar multiunit recto de la zona del 34	27805	17846






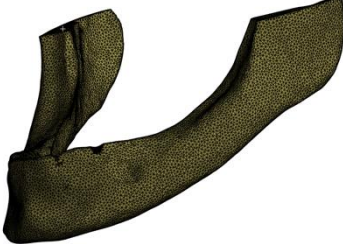

Sistema de fijación	Nodos	Elementos	
Pilar multiunit recto de la zona del 42	36843	23870	
Pilar multiunit recto de la zona del 32	36843	23870	
Tornillo pasante implante 44	4384	2370	
Tornillo pasante implante 42	4384	2370	
Tornillo pasante implante 32	4384	2370	
Tornillo pasante implante 34	4384	2370	
Hueso cortical	338917	193712	
Hueso trabecular	379929	242032	
	519396	359844	
Barra			

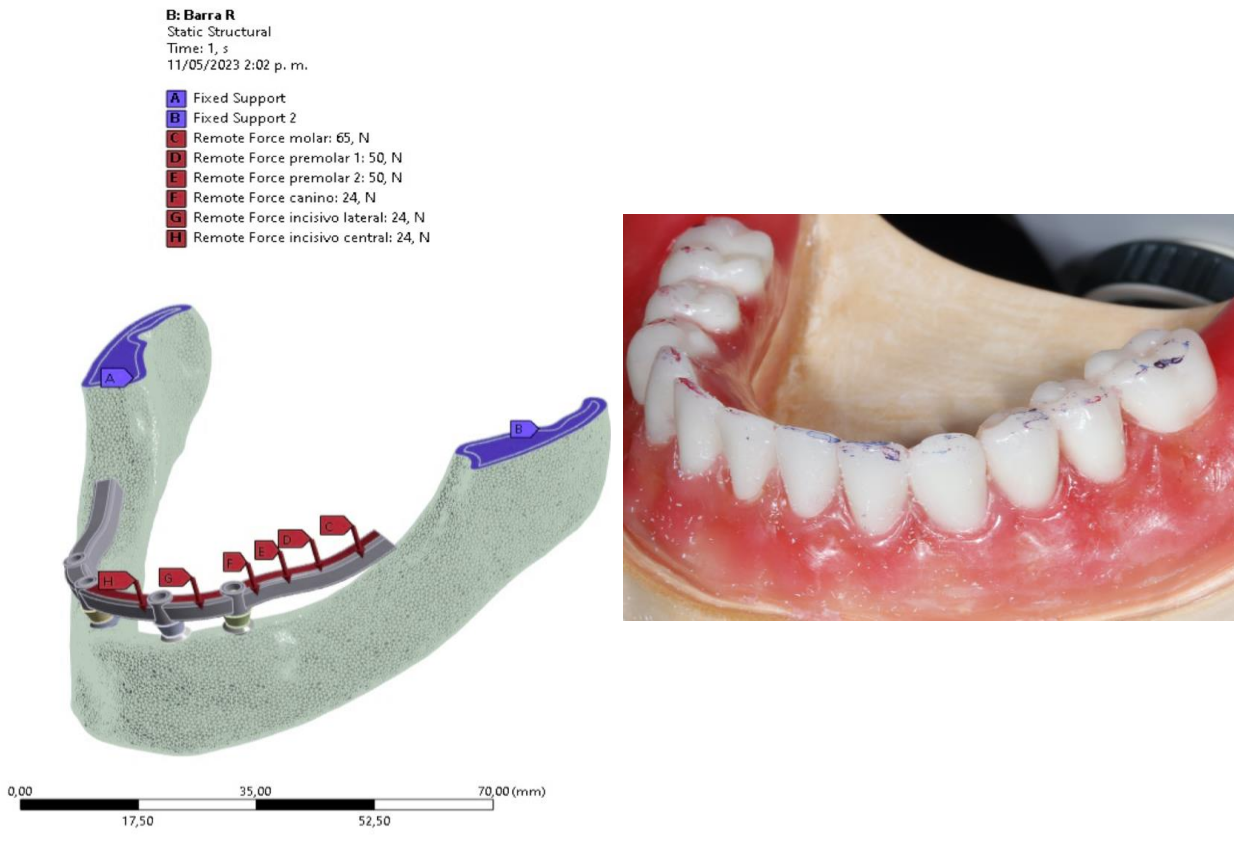
Figura 21. *Enmallado para la mandíbula y para la barra.*



Según la revisión de la literatura, se puede evidenciar que en diferentes estudios similares a esta investigación, se aplican cargas oclusales en un esquema oclusal bilateral balanceado usado para pacientes totalmente edéntulos (Shillinburg et al., 2006), este se caracteriza por contactos bilaterales posteriores y anteriores con el fin de distribuir adecuadamente las cargas oclusales, así mismo teniendo en cuenta el estudio de Daas y colaboradores, 2008, en el modelo se simuló una condición normal de masticación (Figura 22a), la carga se aplicó en la zona izquierda en media arcada de la mandíbula, en la zona de los dos incisivos, en 1 canino, los 2 premolares y el primer molar (Figura 22b). Según Ozan & Ramoglu, 2015, la carga se distribuye individual para cada diente de la siguiente manera: 24 N para cada incisivo y el canino, 50 N para cada premolar, y 63 N para el primer molar. Es importante mencionar que la dirección de las cargas aplicadas en este paciente es vertical porque las fuerzas en una oclusión normal se dirigen sobre el eje longitudinal del diente o implante, además el esquema oclusal bilateral balanceado indica que entre más dientes

estén contactando, mejor se distribuirán las cargas en el reborde edéntulo y los implantes (Figura 22b).

Figura 22. Modelo de distribución de las cargas, a) Modelo de carga, b) Prótesis total con puntos de contacto.



4. Consideraciones éticas

De acuerdo con la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, este estudio *in silico* es una investigación sin riesgo puesto que se tomaron las imágenes de la

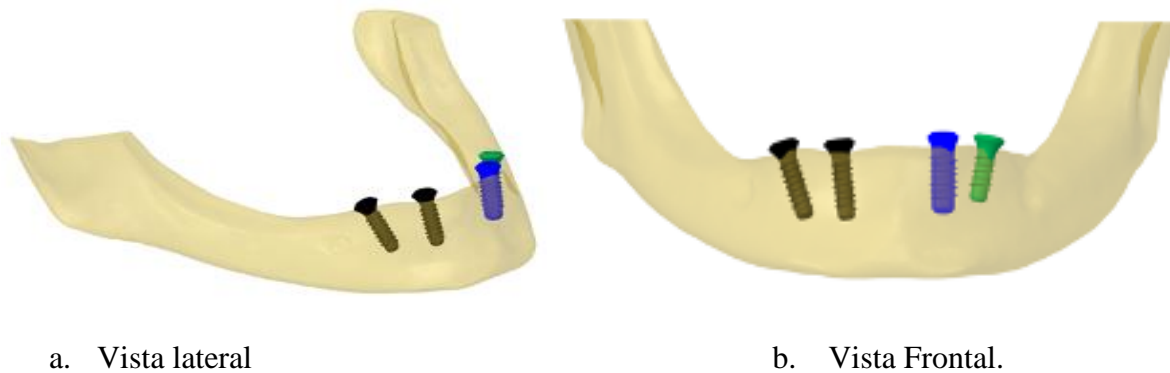
tomografía que fue solicitada por el rehabilitador oral anteriormente, no se realizó ninguna intervención en pacientes. Sin embargo, teniendo en cuenta que se utilizó la información imagenológica de un paciente, se respetó la autonomía a través de la solicitud de consentimiento por escrito para utilizar esta información (Anexo 1 consentimiento informado). Adicionalmente, este protocolo fue aprobado por el Comité de ética de la USTA.

5. Resultados

5.1. Planificación del caso clínico para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada

Como resultado de la planificación del caso se obtiene el modelo computacional 3D creado a partir de la tomografía computarizada del paciente, donde se incluyen herramientas tecnológicas dentro del protocolo a seguir para la confección de la prótesis, lo cual es un aporte a la planificación tradicional en el diseño de prótesis híbridas. En la figura 23 se observa la posición, ubicación, características de los implantes y la técnica quirúrgica *All-on-4*.

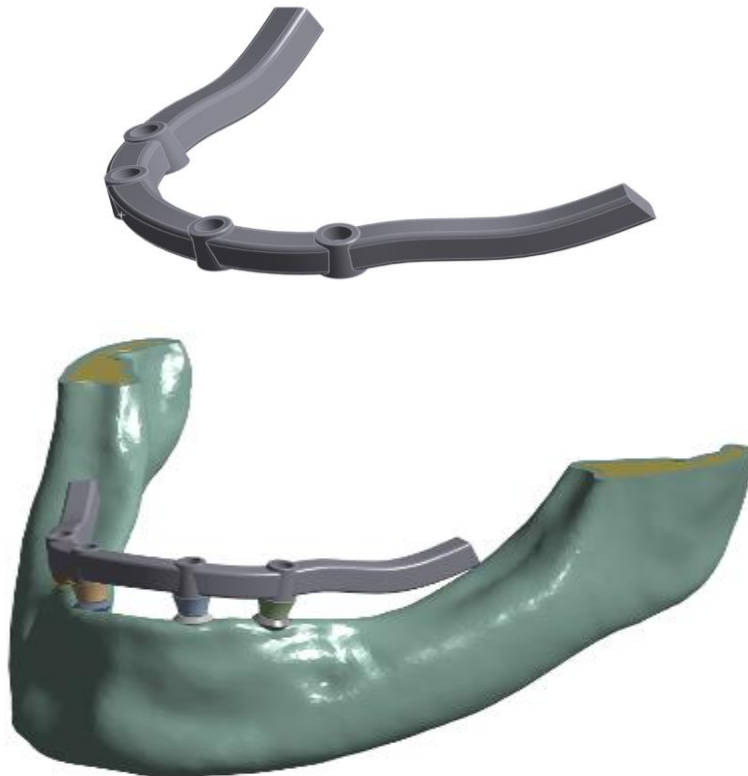
Figura 23. Mandíbula del paciente con implantes, a) vista lateral, b) vista frontal



5.2. Establecimiento de las características geométricas y el material para el diseño de la subestructura de la prótesis híbrida implantosoportada considerando las condiciones anatómicas del paciente.

En la figura 24 se presenta el diseño confeccionado para la barra con características personalizadas para el paciente. Se seleccionó el perfil rectangular teniendo en cuenta la anatomía del paciente, así mismo la barra en la extensión del cantilever presenta una curvatura que sigue la anatomía del reborde de la mandíbula con pérdida ósea severa, con el fin de disminuir esfuerzos en esta zona. Además, el ancho de la barra corresponde al implante de mayor diámetro siendo este de 5mm, con el fin de respetar el espesor del hueso en sentido vestibulo- lingual.

Figura 24. *a. subestructura*



5.3. Análisis y comparaciones cualitativas del comportamiento biomecánico de la interfaz implante-hueso a partir de la lectura de esfuerzos y deformaciones en puntos críticos del diseño realizado.

Para el diseño de detalle es importante la determinación de la resistencia máxima de la subestructura, la transmisión de las cargas a los diferentes componentes y el comportamiento biomecánico de la interfaz hueso-implante. Los resultados del modelo en cuanto al comportamiento de los esfuerzos se presentan a continuación.

En la figura 25 se presenta una vista desde la zona lateral de la subestructura donde se observa que la concentración de esfuerzos está en la zona del 34 en la interfaz implante-pilar y barra. En la figura 26 se muestra una vista inferior de la subestructura donde se evidencia que el esfuerzo máximo es de 682,25 MPa en la zona interna que une la barra con el pilar en el implante 34, ubicado cerca de la extensión del cantiléver, se destaca que el esfuerzo máximo generado en este diseño de barra no supera el esfuerzo de falla para el titanio grado 5 que es de 883 MPa (United-performance-Metals, 2017). Esto se corrobora con el estudio de Shash y colaboradores, 2023 donde se evidencia que el material de la barra y la geometría es un factor importante que afecta la distribución de esfuerzos generados sobre los implantes, la prótesis y el hueso.

Figura 25. Esfuerzos de Von Mises [MPa] en la subestructura.

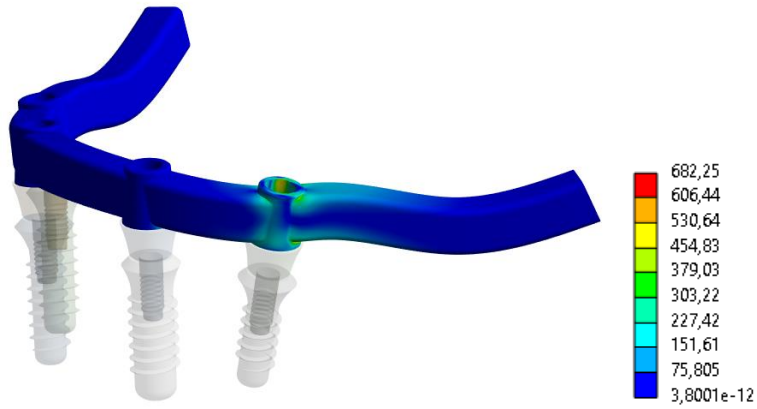
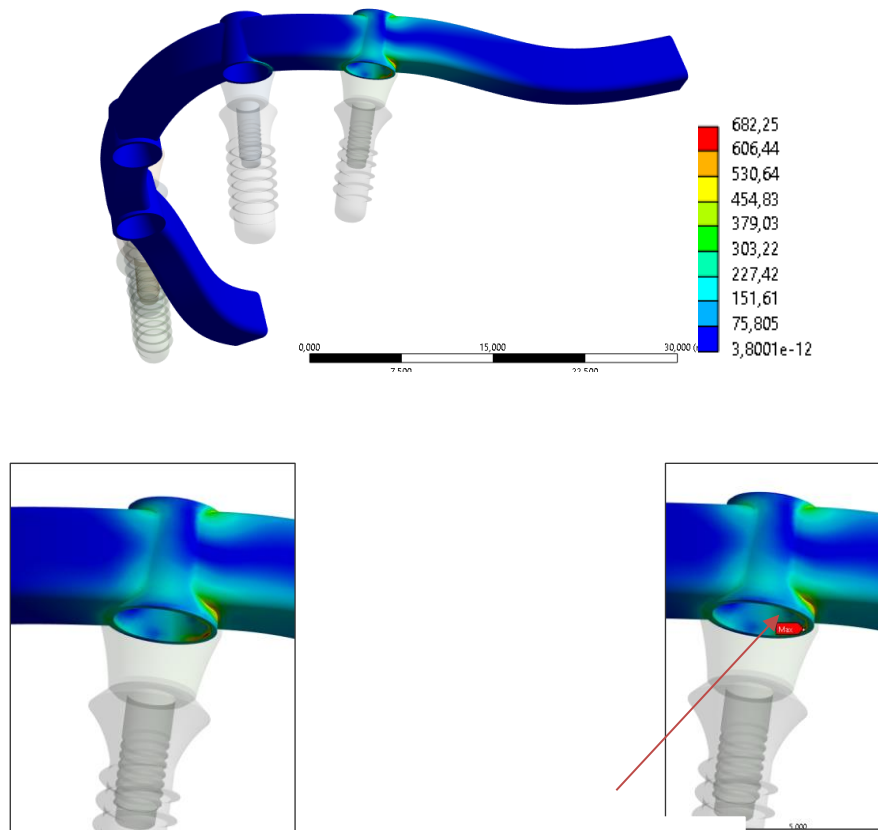


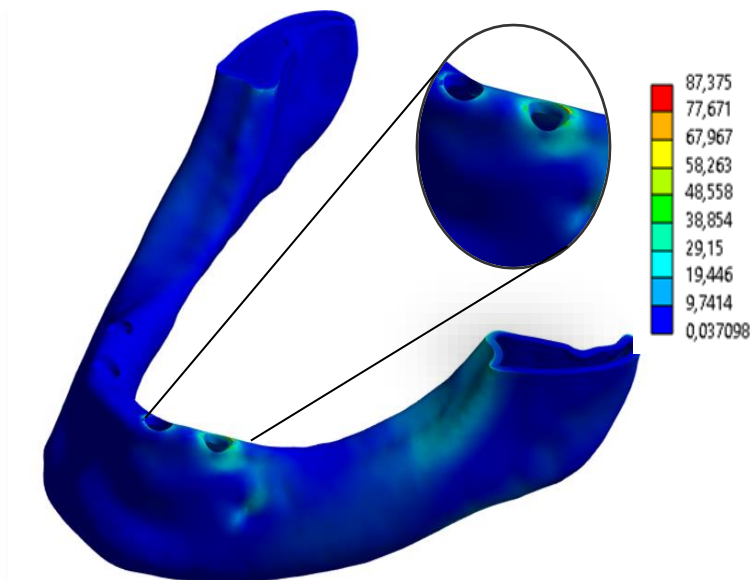
Figura 26. Esfuerzo de Von Mises [MPa] en la subestructura, vista inferior conexión pilar-barra.



Esfuerzos máximos

De acuerdo con las condiciones de carga, los esfuerzos máximos presentes en el hueso cortical se ubican en la zona crestral del implante ubicado en la zona del diente 34 en la unión con la plataforma del implante (Figura 27) con magnitud de 87,37 MPa, la cual está por debajo del límite de falla para este hueso, indicando la conservación de la estabilidad del implante y la integridad estructural del hueso cortical en esta zona específica. Estos resultados permiten apreciar la distribución de los esfuerzos en la zona del hueso crestral de la mandíbula y alrededor de la zona de la plataforma del implante, esta distribución de esfuerzos indica que aunque para este estudio no representa riesgo significativo, es necesario considerar las condiciones estructurales del hueso en esta zona cada vez que se utilice esta técnica, puesto que aunque los esfuerzos presentes están 2,6 veces por debajo del límite de falla, la presencia de cargas dinámicas producto de la oclusión conlleva a la afectación de la osteointegración de los implantes ubicados en las zonas del implante distal produciendo fallas en la extensión del cantilever.

Figura 27. Esfuerzos de Von Mises [MPa] sobre el hueso cortical (Vista superior).



De acuerdo con las condiciones de carga, los esfuerzos máximos presentes en el hueso trabecular se ubican en la zona apical del último implante número 34 (Figura 28), con magnitud de 5 MPa, la cual está por debajo del límite de falla para este hueso, indicando la conservación de la estabilidad del implante y la integridad estructural del hueso trabecular en esta zona específica. Estos resultados permiten apreciar la distribución de los esfuerzos en la zona apical del implante 34 y se observa como disminuyen hacia la zona coronal de este (Figura 29). Así mismo, en la figura 30 se observa en detalle la interfaz del hueso con la plataforma del implante y el pilar, con un esfuerzo de 3,12 MPa, estando también por debajo del límite de falla para el hueso trabecular siendo este de 6 MPa (Kayabaşı et al., 2006). Esta distribución de esfuerzos indica que aunque para este estudio no representa riesgo significativo, es necesario considerar las condiciones estructurales del hueso en esta zona cada vez que se utilice esta técnica, con el fin de proteger la integridad del hueso en los implantes cercanos a la extensión del cantilever.

Figura 28. Esfuerzos de Von Mises [MPa], corte sagital en el hueso trabecular (implante distal).

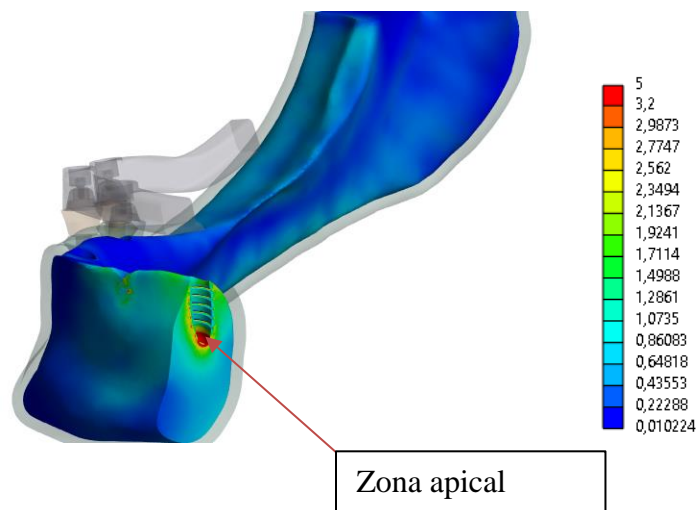


Figura 29. Esfuerzos de Von Mises [MPa], corte sagital en detalle, paso de rosca del implante

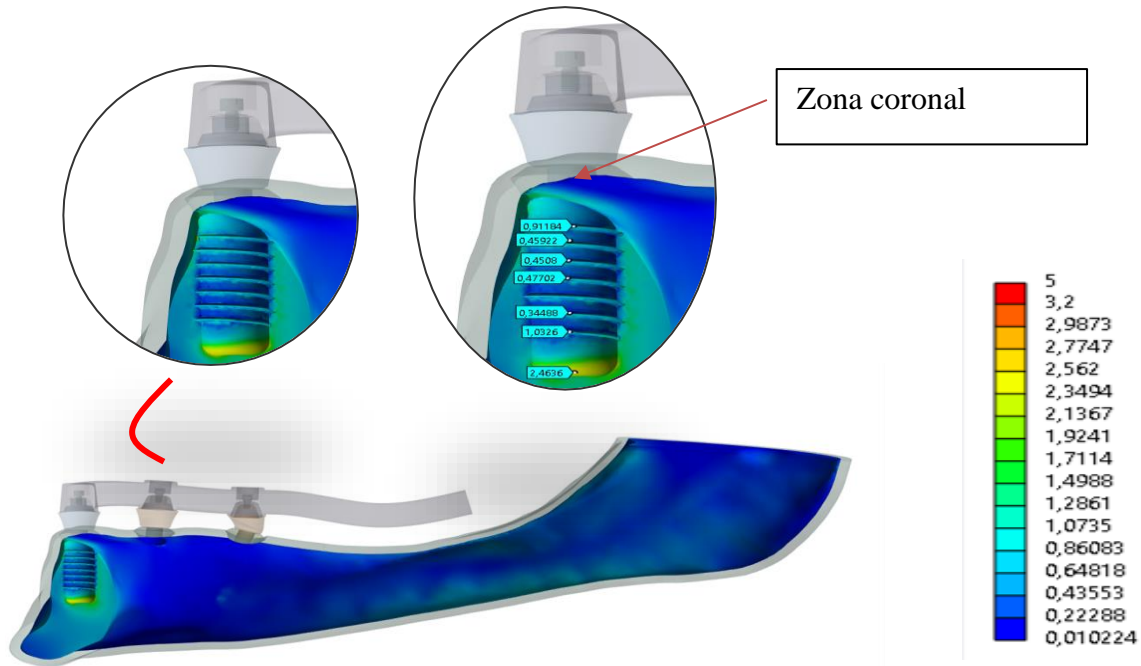
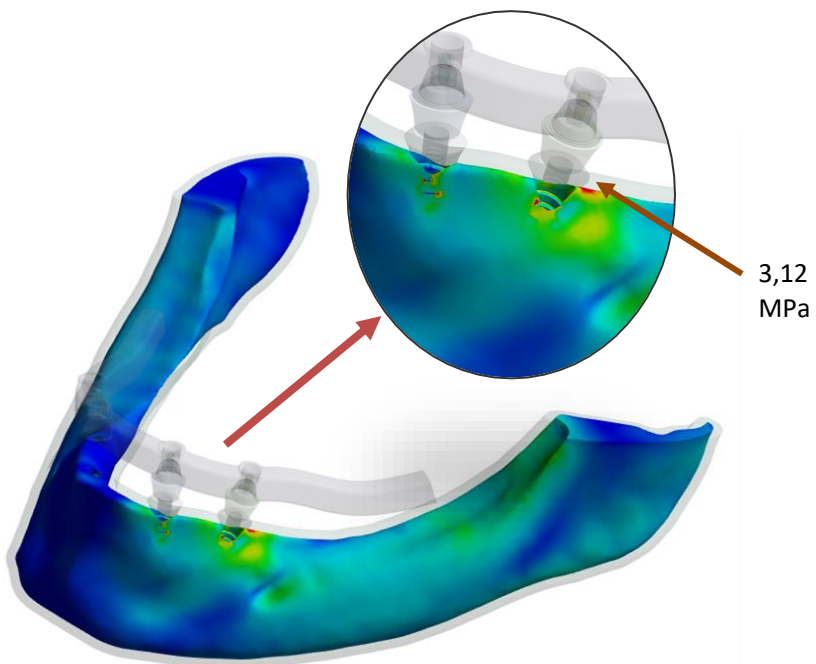
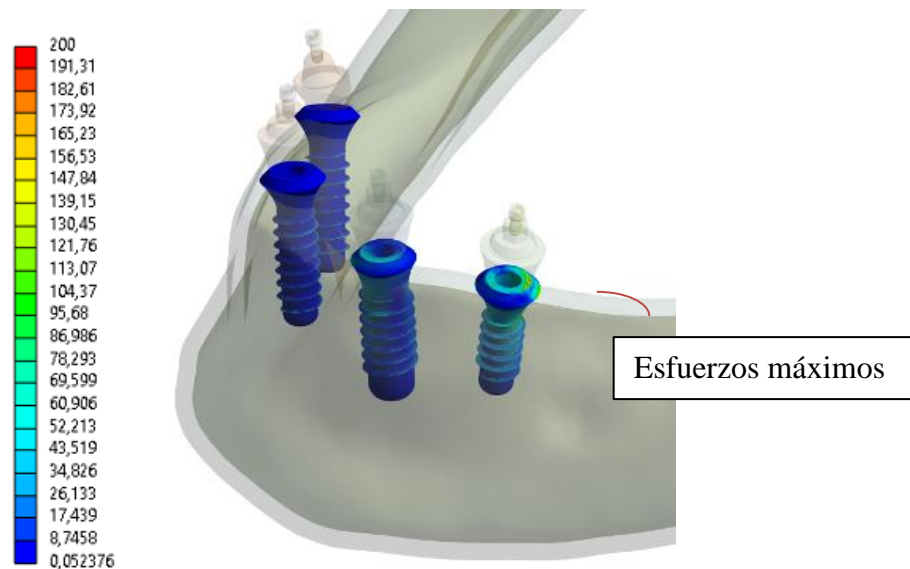


Figura 30. Esfuerzos de Von Mises [MPa], vista en detalle de la interfaz hueso-implante en el hueso trabecular



De acuerdo con las condiciones de carga y los esfuerzos máximos presentes en los implantes, se observa que el esfuerzo más elevado se encuentra en la zona de la plataforma del implante distal ubicado cerca de la extensión del cantiléver con un magnitud de 200 Mpa (Figura 31), el cual está por debajo del límite de falla para el material siendo este de 448 MPa (titanio grado 4 United-performance-Metals, 2023), indicando la conservación de la estabilidad del implante, la subestructura y la integridad estructural del hueso en esta zona específica. Es importante tener en cuenta que aunque los esfuerzos presentes están 2,2 veces por debajo del límite de falla, la presencia de cargas dinámicas producto de la oclusión conlleva a la afectación de la osteointegración de los implantes ubicados en las zonas del implante distal produciendo fallas en la extensión del cantilever.

Figura 31. *Esfuerzos de Von Mises [MPa] sobre los implantes (Vista frontal)*



De acuerdo con las condiciones de carga, el desplazamiento de la barra presenta una magnitud de 0,40 mm (Figura 32), y se aprecia que ocurre en el punto más alejado del soporte en la barra en la extensión del cantiléver. Así mismo, se observa que el porcentaje de deformación para esta barra es de 0,7% (Figura 33). Estos resultados permiten apreciar el desplazamiento y la deformación de la barra en la zona de la extensión del cantiléver. Esta distribución de esfuerzos indica que aunque para este estudio no representa riesgo significativo, es necesario considerar la geometría de la subestructura en pacientes con pérdida ósea severa, siendo este un factor determinante en la distribución de esfuerzos sobre los implantes (Shash et al., 2023), puesto que aunque los desplazamientos y deformaciones sean mínimos, las fallas mecánicas en esta zona se pueden generar por presencia de cargas dinámicas producto de la oclusión.

Figura 32. Desplazamiento de la barra [mm].

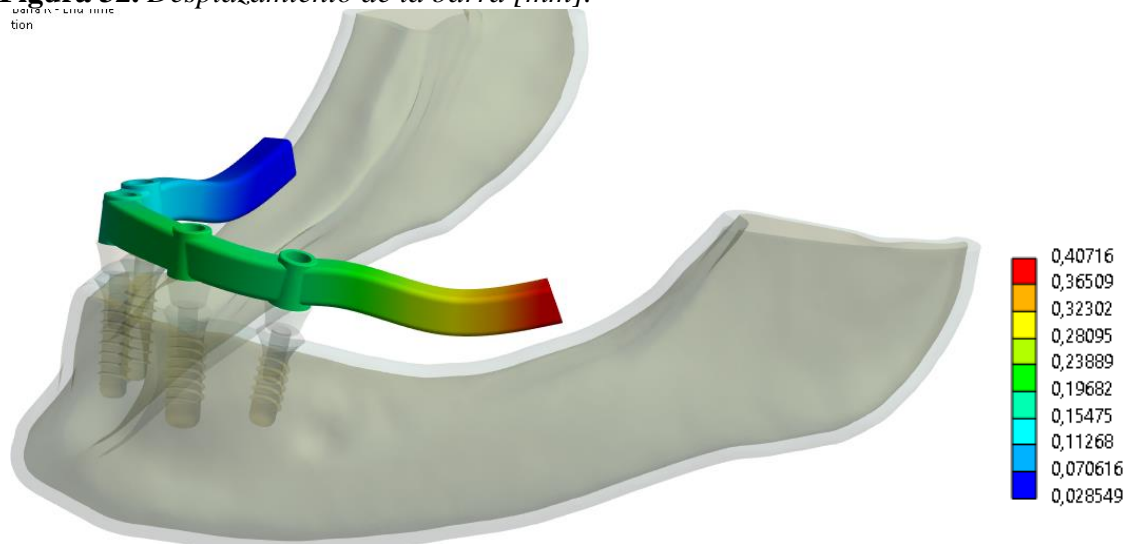
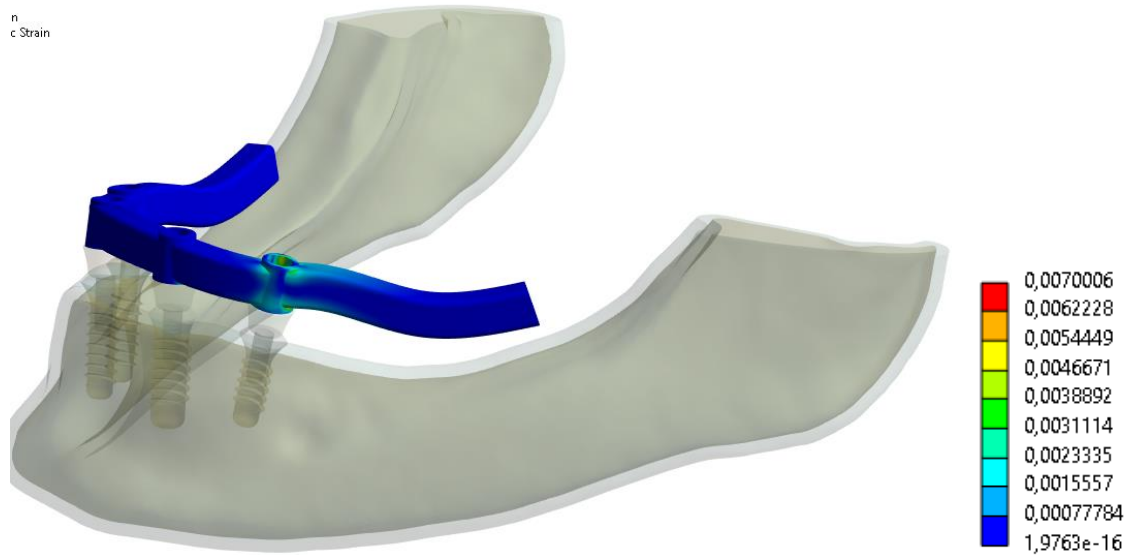
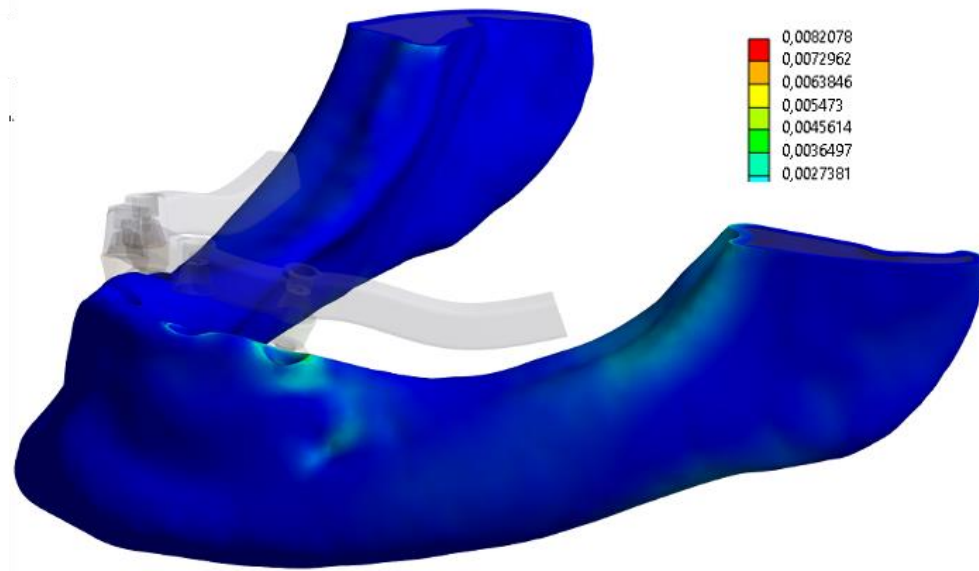
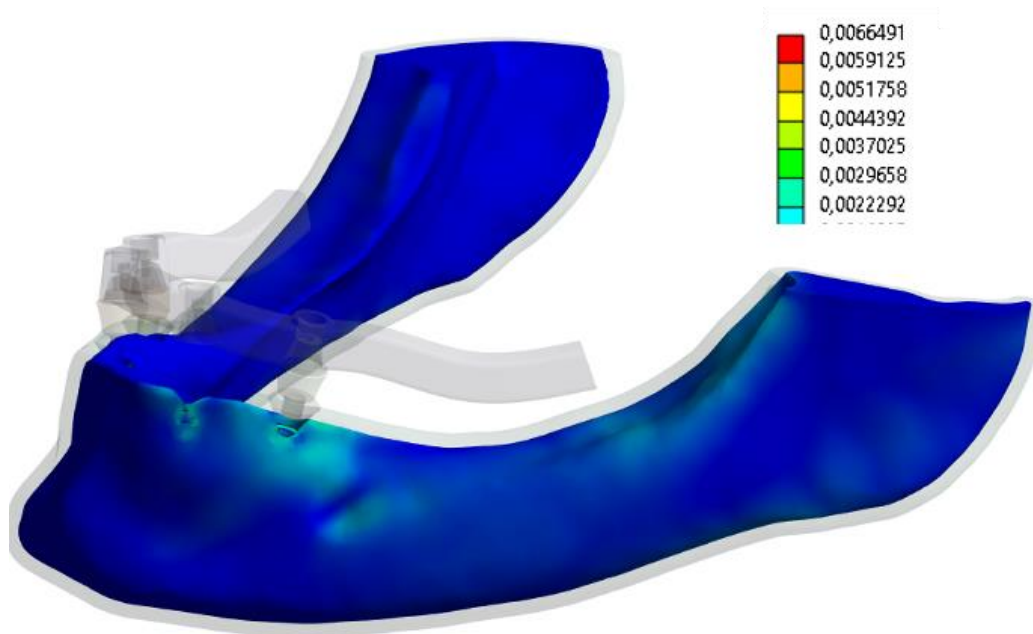


Figura 33. Deformación de la barra [mm/mm].

De acuerdo con las condiciones de carga, la deformación para el hueso cortical es de 0,008 mm (Figura 34) y para el hueso trabecular es de 0,007 mm (Figura 35). Estos resultados permiten apreciar el desplazamiento y la deformación para el hueso cortical y trabecular de la mandíbula. Esta distribución de esfuerzos indica que aunque para este estudio no representa riesgo significativo, es necesario considerar las condiciones estructurales del hueso trabecular y cortical cada vez que se utilice esta técnica, puesto que aunque los desplazamientos y deformaciones sean mínimos, la presencia de cargas dinámicas producto de la oclusión conlleva a la afectación de la interfaz hueso e implantes en este tipo de prótesis.

Figura 34. *Deformación del hueso cortical***Figura 35.** *Deformación del hueso trabecular*

6. Discusión

La determinación del comportamiento biomecánico de las prótesis híbridas implantosoportadas en el maxilar inferior en pacientes con pérdida ósea severa, teniendo en cuenta las características geométricas de la subestructura, son un factor determinante para el éxito de este tipo de rehabilitación a largo plazo.

El estudio de la oclusión y de las cargas generadas en rebordes disminuidos permite una planificación adecuada de este tipo de pacientes teniendo en cuenta el módulo elástico del hueso para definir la calidad de este al momento en que la prótesis entre en función. Es así como la presente investigación permitió incluir herramientas especializadas como software de segmentación y software CAD que ayudan a predecir posibles falla mecánicas en las prótesis híbridas e identificar el módulo elástico del hueso, siendo este un factor importante para la osteointegración de los implantes. Es importante resaltar que las herramientas usadas en este estudio para la planificación y desarrollo del caso no son usadas actualmente en la confección de prótesis de alta complejidad sobre implantes como las híbridas.

Teniendo en cuenta lo anterior, Hasan y Shiakolas, 2017, en sus estudios indican cómo los esfuerzos máximos de von-Mises se ubican en el cuello de los implantes posteriores, mientras que para la barra se ubican al inicio de la extensión en el voladizo desde los implantes distales. Esto es muy similar a lo observado en el presente estudio porque los mayores esfuerzos se presentaron en el hueso cortical que rodea el implante distal y en la extensión del cantiléver de la barra, así como en la plataforma del implante.

Para la confección de la prótesis híbrida del paciente en estudio de esta investigación, se determinó realizar una técnica quirúrgica *All-on-4*, con el fin de disminuir la necesidad de un procedimiento de regeneración ósea en rebordes edéntulos atróficos, así como disminuir el número

de implantes y la extensión del cantiléver, para evitar fallas mecánicas en esta zona por sobrecarga oclusal. Esto es similar a lo que reporta Shash y colaboradores, 2023 en su estudio en donde se usó la técnica *All-on-4* con el fin de disminuir la extensión del cantiléver y procesos de aumento óseo en mandíbulas edéntulas.

Por otra parte, en los estudios de Daas y colaboradores, 2008 y Ozan & Ramoglu, 2015, se evidencia que los valores de esfuerzo más altos fueron en el hueso cortical cerca de los cuellos de los implantes, similar a esta investigación. Sin embargo, es importante resaltar que, aunque los esfuerzos máximos se dieron en el hueso cortical en los cuellos de los implantes, en este estudio estos esfuerzos no superan los esfuerzos de falla en el hueso cortical, trabecular y en los implantes. Cabe destacar que los resultados de esta investigación permiten diseñar subestructuras personalizadas a los pacientes con pérdida ósea severa como se observa en la figura 36, porque se diseñan incluyendo softwares especializados que en la planificación tradicional no se usan, lo que permite predecir fallas mecánicas y alteraciones en la interfaz hueso-implante. Además, se debe tener en cuenta que el uso de estas herramientas aporta al protocolo clínico convencional para la confección de estas prótesis, debido a que la configuración de este tipo de rehabilitaciones, demuestra que si falla un implante se genera pérdida de todos los componentes protésicos, llevando al fracaso estético y funcional en este tipo de pacientes.

Teniendo en cuenta que el esfuerzo máximo generado en este diseño de barra no supera el esfuerzo de falla para el titanio grado 5, es importante destacar que el material y la geometría de esta permite distribuir esfuerzos adecuadamente. Esto es muy similar al estudio de Shash y colaboradores, 2023, donde se evidencia que el material de la barra y la geometría es un factor importante que afecta la distribución de esfuerzos generados sobre los implantes y el hueso.

Así mismo, el uso del titanio para la confección de subestructuras con geometrías adecuadas teniendo en cuenta las características del paciente, permite disminuir esfuerzos en la componentes de la prótesis y el hueso, esto es similar al estudio de Drago, 2006, donde evidencia que las barras confeccionadas por método CAD-CAM, ofrecen la posibilidad de minimizar las técnicas de laboratorio que se usan en la confección de estructuras coladas, tales como encerado, revestimiento y colado, evitando a su vez las variaciones dimensionales que se dan en cada una de estas fases y que hacen que el ajuste pasivo de las subestructuras sea muy difícil de conseguir. También permite evitar la existencia de poros en el interior de la estructura metálica, pues se parte de un bloque macizo. De este modo se optimizan las propiedades mecánicas de la subestructura en zonas que van a estar sometidas a un estrés mecánico elevado, como son las extensiones o cantiléver de las prótesis híbridas implantoportadas.

Se puede señalar que para futuras investigaciones se sugiere evaluar el comportamiento de las deformaciones y los esfuerzos con otros diseños de la subestructura, para ampliar las opciones de tratamiento y conocer el comportamiento biomecánico de estas en pacientes con pérdida ósea severa, así mismo valorar diferentes propiedades geométricas del área de sección transversal cambiando el tipo de perfil (redondo, en i en c en l), como se observa en la figura 37 y 38, y simular una osteointegración menor para evaluar el comportamiento de la barra usando otras condiciones para el tipo de hueso.

Figura 36. Barra diseñada para el paciente en estudio

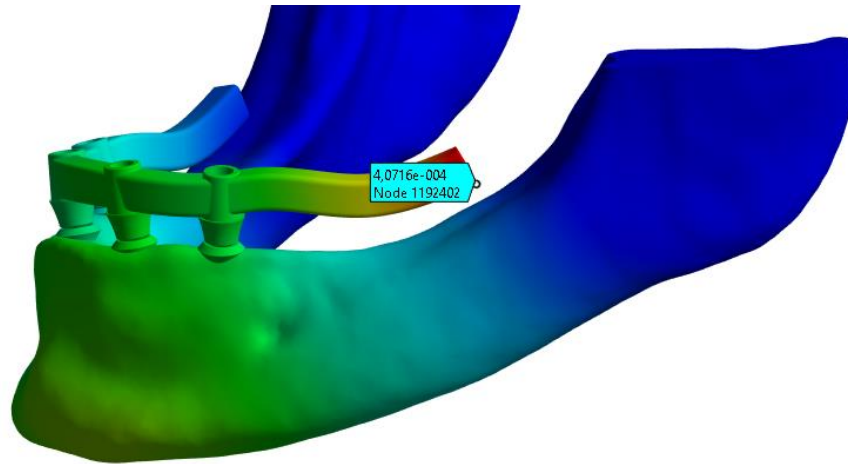


Figura 37. Diseños de barras para futuros estudios. a. barra con perfil circular, b. Montaje de la barra c. Vista sagital d. Vista anterior, e. vista posterior

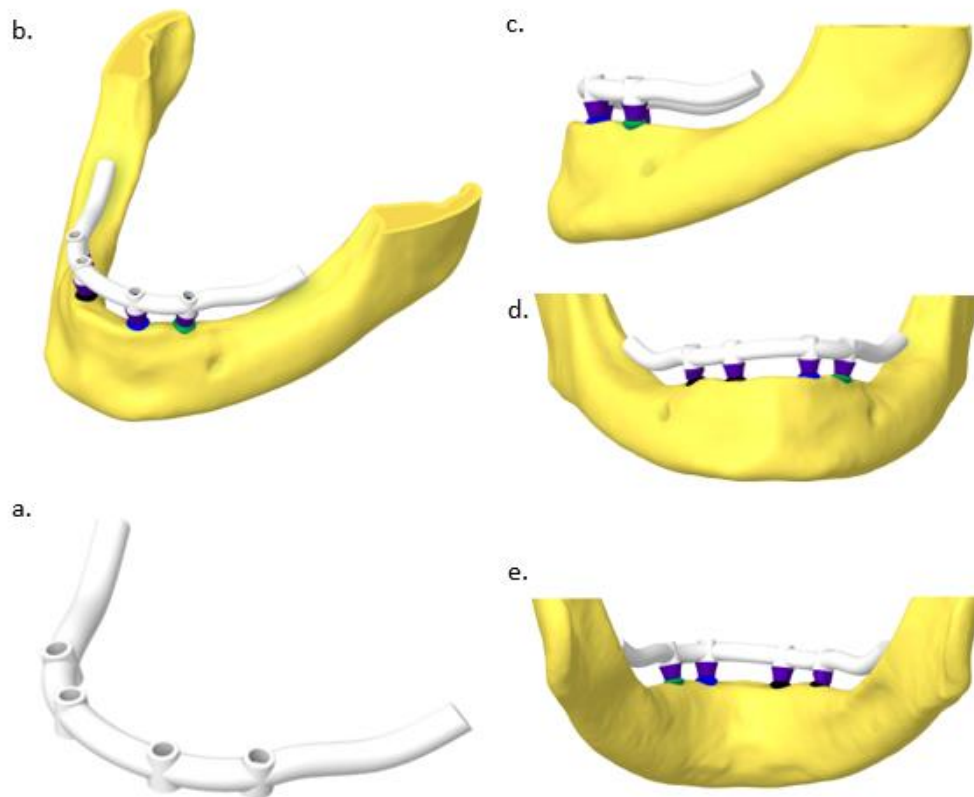
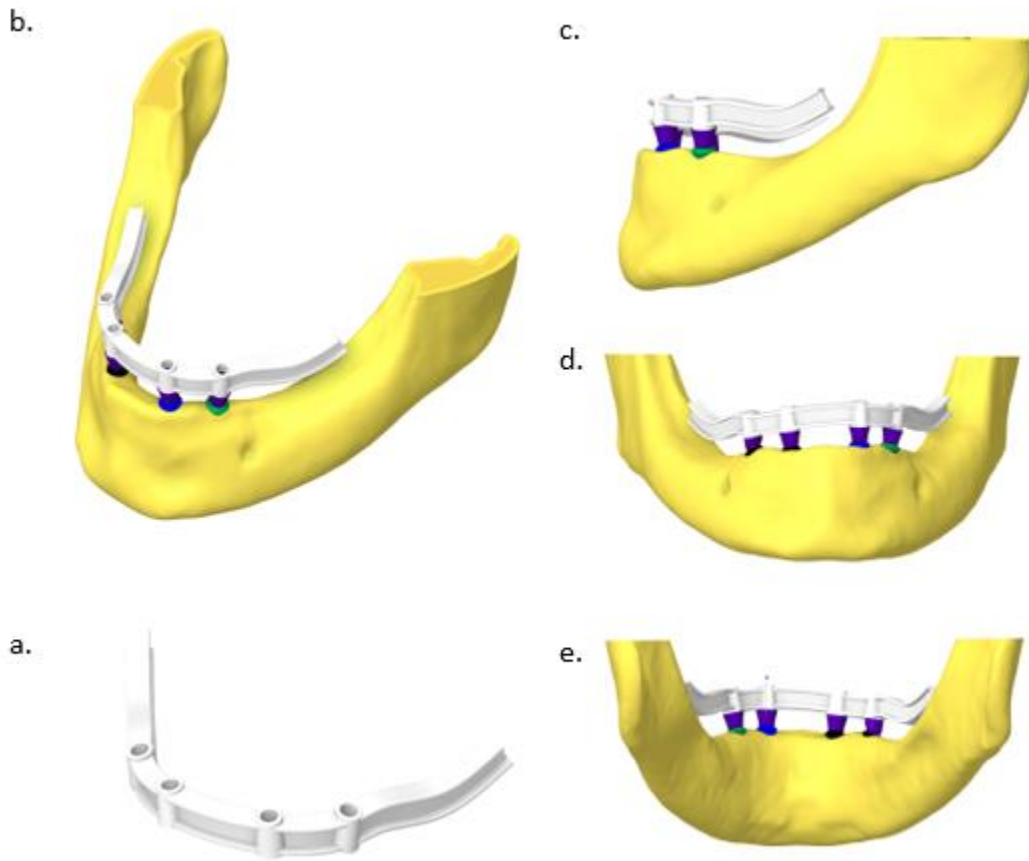


Figura 38. Diseños de barras para futuros estudios. a. barra con perfil en l b. Montaje de la barra c. Vista sagital d. Vista anterior e. vista posterior.



Finalmente, es importante resaltar que este tipo de estudios son de gran relevancia para la práctica clínica de los Rehabilitadores Orales debido a que el manejo de pacientes totalmente edéntulos y el diseño de prótesis híbridas implantosoportadas son uno de los tratamientos más complejos en el ámbito de la prostodoncia. Por tanto, estudios como estos permiten brindar al clínico tratamientos predecibles al disminuir las fallas biomecánicas de este tipo de prótesis, además de aportar a las necesidades del contexto y a disminuir problemas de salud pública como el edentulismo.

7. Conclusiones

Se realizó la planificación del caso clínico para determinar las características anatómicas del paciente, utilizando la tomografía computarizada, de esta forma se definió el tipo, longitud, ubicación de los implantes y la técnica quirúrgica *All-on-4*, para personalizar y optimizar la rehabilitación con la prótesis híbrida implantosoportada en un paciente con pérdida ósea severa. Esto permitió evaluar la densidad del hueso y diseñar una subestructura que disminuya las fallas a largo plazo.

La geometría rectangular para el diseño de la subestructura y el material seleccionado para este estudio (Titanio) protegen la interfaz hueso–implante al no superar los esfuerzos de falla en el hueso cortical, trabecular y los implantes.

De acuerdo con los resultados obtenidos en los modelos realizados, los componentes estructurales, principalmente la subestructura, tienen garantizada su seguridad estructural, pues todos ellos presentan magnitudes de esfuerzo por debajo de la resistencia de falla del material seleccionado para su manufactura.

Aunque las magnitudes de los esfuerzos en los tejidos óseos están muy por debajo del esfuerzo de falla, este trabajo se enfocó en el análisis y el diseño de una subestructura para un paciente con pérdida ósea severa en el maxilar inferior. Es conveniente para futuros estudios realizar diferentes diseños de barra que varíen la geometría con el fin de ver cuál es el mejor para este tipo de pacientes.

Referencias

- Alfaro et al, P. (2012). Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos. Parte I. *Revista ADM*, 69(3).
<https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2012/od123c.pdf>
- Báez-Rosales, A., Godoy-Böhm, I., Toledo-Sologuren, J., Schlieper-Cacciuttolo, R., Cofré-Carvajal, M., & Román-Fuentes, R. (2016). Carga inmediata con rehabilitación definitiva en maxilar inferior: reporte de caso. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 9(1). <https://doi.org/10.1016/j.piro.2015.06.003>
- Bandela, V., & Kanaparthi, S. (2021). Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry. In *Finite Element Methods and Their Applications*.
<https://doi.org/10.5772/intechopen.94064>
- Carmona Ramírez, N. E., Villaraga Ossa, J. A., & Latorre Correa, F. (2020). Evaluación de tres diseños de prótesis implantosoportadas híbridas All-on-4®. Análisis de elementos finitos 3D. *Odontología Sanmarquina*, 23(4). <https://doi.org/10.15381/os.v23i4.17721>
- Chen, K. W., Lin, T. M., Liu, P. R., Ramp, L. C., Lin, H. J., Wu, C. T., & Pan, Y. H. (2013). An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(1). <https://doi.org/10.1111/joor.12010>
- Costa, R., Filho, P., Filho, H., & Brånemark, P.-I. (2015). Key Biomechanical Characteristics of Complete-Arch Fixed Mandibular Protheses Supported by Three Implants Developed at P-I Brånemark Institute, Bauru. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(6). <https://doi.org/10.11607/jomi.3944>
- Da Silva, E., dos Santos, D., Sonego, M., Gomes, J., Pellizzer, E., & Goiato, M. (2018). Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported

- Dental Protheses? Systematic Review and Meta-Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(4). <https://doi.org/10.11607/jomi.6413>
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: CoMParison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering and Physics*, 30(2). <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.02.005>
- de Medeiros, R. A., Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., Vechiato Filho, A. J., Bonatto, L. D. R., & dos Santos, D. M. (2017). Stress Distribution in an Implant-Supported Mandibular Complete Denture Using Different Cantilever Lengths and Occlusal Coating Materials. *Implant Dentistry*, 26(1). <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000534>
- Dearden, J. C. (2003). In silico prediction of drug toxicity. *Journal of Computer-Aided Molecular Design*, 17(2–4). <https://doi.org/10.1023/A:1025361621494>
- Drago, C. J. (2006). Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137(6). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0292>
- Durkan, R., Oyar, P., & Deste, G. (2019). Maxillary and mandibular all-on-four implant designs: A review. In *Nigerian Journal of Clinical Practice* (Vol. 22, Issue 8). https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_273_18
- Faeghinejad, M., Proussaefs, P., AlHelal, A., & Lozada, J. (2019). The CAD/CAM Compound Prosthesis: Digital Workflow for Fabricating Cement-Retained Zirconia Prosthesis Over Screw-Retained Milled Titanium Bars. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 39(1). <https://doi.org/10.11607/prd.3409>

- Fransson, C., Lekholm, U., Jemt, T., & Berglundh, T. (2005). Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4). <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01137>.
- García Gargallo, M., Yassin García, S., & Bascones Martínez, A. (2016). Técnicas de preservación de alveolo y de aumento del reborde alveolar: Revisión de la literatura. *Av. Periodoncia Implantol. Oral*, 28(2).
- García, J., Rodríguez, L., Valencia, C., & Lopez, O. (2021). Desarrollo de un prototipo de prótesis híbrida implantosoportada para pacientes totalmente edéntulos, considerando las características anatómicas y fisiológicas personalizadas, para reducir las probabilidades de falla mecánica.
- Geng, J. P. A., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. In *Journal of Prosthetic Dentistry* (Vol. 85, Issue 6). <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>
- Goiato, M. C., Garcia, A. R., dos Santos, D. M., & Zuim, P. R. J. (2010). Analysis of masticatory cycle efficiency in complete denture wearers. *Journal of Prosthodontics*, 19(1). <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00520.x>
- Gonzalez, J. (2014). The Evolution of Dental Materials for Hybrid Prosthesis. *The Open Dentistry Journal*, 8(1). <https://doi.org/10.2174/1874210601408010085>
- Gopi, A., & Edwin, A. (2021). A multicentric study to evaluate the treatment outcome and complications after oral rehabilitation with implant-supported hybrid prosthesis. *Medical Journal Armed Forces India*. <https://doi.org/10.1016/j.mjafi.2021.06.016>

- Guevara Perez, S. V., de la Rosa Castolo, G., Thollon, L., & Behr, M. (2018). A 3D characterization method of geometric variation in edentulous mandibles. *Morphologie*, 102(339). <https://doi.org/10.1016/j.morpho.2018.08.001>
- Haroyan-Darbinyan, E., Romeo-Rubio, M., Río-Highsmith, J. del, Lynch, C. D., & Castillo-Oyagüe, R. (2022). Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling. *Journal of Dentistry*, 116. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103902>
- Hasan, M. A., & Shiakolas, P. S. (2017). CoMParative stress analysis of lingualized and conventional balanced occlusion schemes in a full-arch fixed implant prosthesis using finite element analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 17(4). <https://doi.org/10.1142/S0219519417500749>
- Katsoulis, J., Wälchli, J., Kobel, S., Gholami, H., & Mericske-Stern, R. (2015). Complications with computer-aided designed/computer-assisted manufactured titanium and soldered gold bars for mandibular implant-overdentures: Short-term observations. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(S1). <https://doi.org/10.1111/cid.12130>
- Kayabaşı, O., Yüzbasioğlu, E., & Erzincanli, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37(10). <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2006.02.004>
- Lakatos, É., Magyar, L., & Bojtár, I. (2011). Material properties of the mandibular trabecular bone. *28th Danubia - Adria - Symposium on Advances in Experimental Mechanics, DAS 2011*. <https://doi.org/10.1155/2014/470539>

- Latorre, F. (2021). Evaluación del comportamiento biomecánico de dos diseños protésicos implantosoportados. *Revista Nacional de Odontología*, 17(1).
<https://doi.org/10.16925/2357-4607.2021.01.05>
- Leticia María Lemus Cruz, C. E., Urrutia, Z. A., & Castell, A. C. L. (2009). Origen y evolución de los implantes dentales. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, 8(4).
http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1729-519X2009000400030&lng=es&tlng=es
- López Olivera, J. V., & López Olivera, J. V. (2009). Prevalencia de edentulismo parcial según la Clasificación de Kennedy en el Servicio de Rehabilitación Oral del Centro Médico Naval Cirujano Mayor Santiago Távara. *Universidad Nacional Mayor de San Marcos*.
<https://hdl.handle.net/20.500.12672/2170>
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(SUPPL. 1).
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010>
- Marcus Vaccarezza, N., Marchesani Carrasco, F., Grandón Villegas, F., Galdames Gutiérrez, B., Niklitschek Tapia, D., & Millanao Caro, L. (2016). Rehabilitación de rebordes severamente atróficos mediante prótesis híbridas confeccionadas con tecnología de sinterización láser cromo-cobalto; reporte de caso. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 9(1). <https://doi.org/10.1016/j.piro.2015.03.007>
- Michelinakis, G., Nikolidakis, D., & Apostolakis, D. (2021). Complete Digital Restoration: Implant-Supported Prosthesis Using Rapid Prototyping and a Model-Free Approach. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 42(4).

- Ministerio de Salud y Protección Social MINSALUD. (2014). IV Estudio Nacional De Salud Bucal - ENSAB IV. "Para Saber Cómo Estamos y Saber qué Hacemos." *Colombia*.
<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/PP/ENSAB-IV-Situacion-Bucal-Actual.pdf>
- Negahdari, R., Ghavimi, M. A., Ghanizadeh, M., & Bohlouli, S. (2019). Active tactile sensibility of three-unit implant-supported FPDs versus natural dentition. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *11*(7). <https://doi.org/10.4317/jced.55748>
- Organización Mundial de la Salud. (2011). Informe Mundial sobre la Discapacidad 2011. *Organización Mundial de la Salud*.
<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/INEC/INTOR/informe-mundial-discapacidad-oms.pdf>
- Örtorp, A., & Jemt, T. (2009). Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: A 15-year comparative follow-up study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *11*(4). <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00119>.
- Ozan, O., & Ramoglu, S. (2015). Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology*, *41*(3). <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00239>
- Parr, G. R. (1985). Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *54*(4). [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90460-3](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90460-3)
- Pérez Hernández, Y., Pérez Ayala, D., Elisberth, M. P., Díaz, C. Z., & Vento Blanco, Y. (2015). La rehabilitación protésica en las lesiones bucales del adulto mayor TT - Prosthetic rehabilitation in oral lesions of the aged adult. *Revista de Ciencias Médicas de Pinar Del*

- Río*, 19(1). http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1561-31942015000100005&lng=es&tlng=es
- Qamheya, A. H. A., Yenyol, S., & Arisan, V. (2015). Full Mouth Oral Rehabilitation by Maxillary Implant Supported Hybrid Denture Employing a Fiber Reinforced Material Instead of Conventional PMMA. *Case Reports in Dentistry*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/841745>
- Real-Osuna, J., Almendros-Marqués, N., & Gay-Escoda, C. (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prosthesis. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 17(1). <https://doi.org/10.4317/medoral.17099>.
- Rho, J. Y., Tsui, T. Y., & Pharr, G. M. (1997). Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 18(20). [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00073-2](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00073-2).
- Rismanchian, M., Bajoghli, F., Mostajeran, Z., Fazel, A., & Eshkevari, P. sadr. (2009). Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *The Journal of Oral Implantology*, 35(4). <https://doi.org/10.1563/1548-1336-35.4.196>
- Sahin, S., & Çehreli, M. C. (2001). The Significance of Passive Framework Fit in Implant Prosthodontics: Current Status. *Implant Dentistry*, 10(2). <https://doi.org/10.1097/00008505-200104000-00003>.
- Sánchez-Labrador, L., Molinero-Mourelle, P., Brinkmann, J. C. B., Prados-Frutos, J. C., Gómez-Polo, M., & Martínez-González, J. M. (2021). Clinical behavior and complications of mandibular full-arch fixed dental prostheses supported by three dental implants. A systematic review and meta-analysis. *Biology*, 10(4). <https://doi.org/10.3390/biology10040308>

- Shash, Y. H., Elwakad, M. T., A. A. Eldosoky, M., & Dohiem, M. M. (2023). Evaluation of stress and strain on mandible caused by changing the bar material in hybrid prosthesis utilizing “All-on-Four” technique. *Alexandria Engineering Journal*, 62. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2022.07.030>
- Shillinburg, H., Sumiya, H., & Lowell, W. (2006). Fundamentos esenciales en prótesis fija, Quintessence Pub Co, 3er edición.
- Tallarico, M., Ortensi, L., Martinolli, M., Casucci, A., Ferrari, E., Malaguti, G., Montanari, M., Scrascia, R., Vaccaro, G., Venezia, P., Khanari, E., & Rodriguez y Baena, R. (2018). Multicenter retrospective analysis of implant overdentures delivered with different design and attachment systems: Results between one and 17 years of follow-Up. *Dentistry Journal*, 6(4). <https://doi.org/10.3390/dj6040071>
- Tan, K. B. (1995). The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? In *Annals of the Academy of Medicine, Singapore* (Vol. 24, Issue 1). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7605083/>
- Taşın, S., Turp, I., Bozdağ, E., Sünbülöğlu, E., & Üşümez, A. (2019). Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(1). <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.034>
- Tolstunov, L. (2009). Management of Biomechanical Complication of Implant-Supported Restoration of a Patient With Combination Syndrome: A Case Report. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(1). <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.09.013>
- United-performance-Metals. (2017). Ti-6Al-4V Datasheet. *United Performance Metals Datsheet*.
- United-performance-Metals. (2023). *C.P. Grade 4 Titanium, Datasheet*.

- Vargas, K. F., Caldas, G. A. R., Belinha, J., Natal Jorge, R. M., Hernandez, P. A. G., Ozkomur, A., Smidt, R., Naconecy, M. M., & Schneider, L. E. (2019). CoMParing the stress distribution between atrophic maxillary rehabilitation techniques using FEM. *Biodental Engineering V - Proceedings of the 5th International Conference on Biodental Engineering, 2018*. <https://doi.org/10.1201/9780429265297-34>
- Wang, L., Fu, Z., Hu, Z., Li, M., Qiu, L., & Gao, Z. (2022). Biomechanical behaviour of implant prostheses and adjacent teeth according to bone quality: A finite element analysis. *European Journal of Oral Sciences*. <https://doi.org/10.1111/eos.12863>
- Zaher, A. M., Haeberle, C. B., & Alhashim, A. (2021). Reinforcement of an interim fixed prosthesis with a denture metal mesh. *Journal of Prosthetic Dentistry, 126*(4). <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.07.016>

Apéndices

Apéndice B. Consentimiento Informado



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
BUCARAMANGA
VIGILADA MINEDUCACIÓN - SNIES: 1705



DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Estudio:	Comportamiento biomecánico de prótesis híbridas implanto soportadas en el maxilar inferior en función de las características geométricas de la barra soporte en pacientes totalmente edéntulos con pérdida ósea severa
Patrocinador del Estudio / Fuente Financiamiento	Universidad Santo Tomás – Proyecto de Investigación FODEIN - 2022.
Investigadores Responsables:	Lina María Rodríguez Cuellar

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, en una investigación realizada por Lina María Rodríguez Cuellar, estudiante de Maestría en Odontología de la Universidad Santo Tomás.

Tome el tiempo que requiera para decidirse, lea cuidadosamente este documento y realice las preguntas que desee al personal del estudio. Este estudio está siendo financiado por la Universidad Santo Tomás, mediante un proyecto de la Convocatoria FODEIN 2022.

El objetivo de la presente investigación es evaluar Comportamiento biomecánico de prótesis híbridas implanto soportadas en el maxilar inferior en función de las características geométricas de la barra soporte en pacientes totalmente edéntulos con pérdida ósea severa

La principal intencionalidad de este es poder desarrollar prototipos de prótesis dentales implanto soportadas que durante la etapa de diseño y manufactura cuenten la integración de herramientas tecnológicas que permitan disminuir la fallas mecánicas durante el uso de las mismas.

Procedimiento de la investigación: Se le solicita al participante poder utilizar la tomografías que le hayan realizado con el fin de usar las características anatómicas de su maxilar para evaluar las características geométricas de la Barra en el diseño y construcción de prótesis híbridas implanto soportadas para realizar pruebas de resistencia a fallas mecánicas.

Riesgos: No existen riesgos durante la investigación, los datos contarán con un trato confidencial, y de anonimización de los datos, con el fin de salvaguardar los derechos y autonomía de los participantes



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
BUCARAMANGA

VIGILADA MINEDUCACIÓN - SNIES: 1705



Beneficios: Con esta investigación se busca confeccionar un prototipo de prótesis híbrida implanto soportada que permitan integrar herramientas tecnológicas durante el proceso de diseño y construcción que permitan reducir las fallas mecánicas.

Confidencialidad: No diremos a otras personas que se encuentra en esta investigación y no compartiremos información sobre usted a nadie que no trabaje en el estudio de investigación.

Voluntariedad: Su participación en esta investigación es completamente voluntaria. Usted tiene el derecho a no aceptar participar o a retirar su consentimiento de esta investigación en el momento que lo estime conveniente. Si retira su consentimiento, la información obtenida no será utilizada.

- Entiende que su participación es voluntaria _____ (SI/NO)

A Quien Contactar:

Si tiene preguntas acerca de esta investigación, puede contactar a la Dra. Lina Maria Rodriguez Cuellar, investigador principal del proyecto y docente de la Facultad de Laboratorio dental y Odontología.– al correo lina.rodriguez01@ustabuca.edu.co

Firma del Sujeto _____

Nombre del Sujeto _____

C.C.: _____

Fecha (Día/mes/año): _____



Personería Jurídica 3645 del 6 de agosto de 1965 - NIT 860.012.357-6
PBX: (+57 7) 6 98 58.58 Línea gratuita nacional: 01 8000 917044
CAMPUS BUCARAMANGA Carrera 18 No. 9 - 27
CAMPUS FLORIDABLANCA Carrera 27 No. 180 - 395 Km. 6 Autopista
CAMPUS PIEDECUESTA Finca Colorados Km. 13 Autopista / CAMPUS EL LIMONAL Km. 14 Autopista