



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

SECRETARIA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIO DE POSGRADO

MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL

EN REHABILITACIÓN ORAL

**“Comparación de la distribución del estrés y tensión en los aditamentos tipo
barra fresados en metal y PEEK para sobredentaduras implantosoportadas
mediante elementos finitos”**

TESIS

PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN

REHABILITACIÓN ORAL

PRESENTA:

C.D Juan Carlos Blanco Medina
ID. 223450018

DIRECTOR DE TESIS

M.E.I. Guillermo Franco Romero
ID. 100294988

DIRECTOR DISCIPLINARIO

M.E.I Guillermo Franco Romero
ID. 100294988

DIRECTOR METODOLÓGICO

D. en Cs. María de los Angeles Moyaho Bernal
ID. 100289266

LECTOR

M.E.I. Ana Karina Ley García
ID. 100215766

Puebla, Puebla a 26 de Febrero 2025



BUAP

Constancia No. FESIEP/CIFE/096/2023

MEI. Guillermo Franco Romero
Responsable del Proyecto
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; hace constar, que, el Proyecto de Investigación (Colectivo):

"Comparación de la distribución del estrés en los aditamentos tipo barra fresados en metal y PEEK para sobre dentaduras implantosoportadas mediante elementos finitos".

Presentado por:

No.	Cargos	Nombres	ID - Matriculas
1	Responsable del Proyecto:	MEI. Guillermo Franco Romero	100294988
2	Director Metodológico:	DC. María de los Angeles Moyano Bernal	100289266
3	Director Disciplinario:	MEI. Guillermo Franco Romero	100294988
4	Asesor Externo:	Dra. Susana Domínguez Belkiosky Universidad Autónoma de Chihuahua	S/N
5	Alumno de Maestría: Terminal en Rehabilitación Oral	C. Juan Carlos Blanco Medina	223450018

ha sido **ACEPTADO** y quedara registrado en esta Secretaría de Posgrado, en el libro de registros No. 08, en la hoja No. 01 y con No. de registro 2023217.

Para los fines legales que los interesados convengan, y sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., 04 de julio de 2023

MG. Frid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*C.c.p. Archivo
*INTRO. FJMA/DIR.FADIV/Heimeth

Facultad de Estomatología | 31 Poniente 1304, Col. Volcanes,
Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400



Oficio No. FESIEP/CIFE/022/2025

C. Juan Carlos Blanco Medina

Estudiante de la Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Rehabilitación Oral

Matrícula No.: 223450018

Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado

Facultad de Estomatología

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, en mi doble calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado y Presidenta del Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; aprovecho para felicitarlo por el avance significativo en su proceso académico. En atención a su solicitud, me permito notificarle que su tesis titulada:

"Comparación de la distribución del estrés en los aditamentos tipo barra fresados en metal y PEEK para sobre dentaduras implantosoportadas mediante elementos finitos"

ha recibido la aprobación oficial para su impresión.

Su trabajo ha sido registrado en el Libro de Registros No. 08, página 01, con el No. de Asignación 202321Z quedando debidamente documentado en esta Secretaría de Investigación. Esta tesis será presentada como parte del procedimiento para su examen profesional, necesario para obtener el grado de Maestría en Estomatología.

Próximos pasos:

1. Impresión de la tesis: Proceda con los trámites de impresión conforme a los lineamientos establecidos por la Facultad.
2. Revisión del documento: Asegúrese de que el texto cumpla con los estándares académicos y formales.
3. Coordinación del examen profesional: Comuníquese con el Responsable de la Etapa Terminal de la Maestría de su elección para programar su examen de grado y gestionar los trámites administrativos correspondientes

Les recordamos que el cumplimiento de los plazos y requisitos establecidos es fundamental para garantizar la fluidez del proceso.

Reconocimiento y mensaje final:

Este logro refleja su esfuerzo, dedicación y el impacto de su investigación en el ámbito de la Estomatología. Le felicitamos por este avance significativo y confiamos en que continuará demostrando su compromiso académico y profesional.

Para cualquier consulta o información adicional, no dude en comunicarse con nosotros. Estamos a su disposición para acompañarlo en esta etapa crucial de su formación.

Sin otro particular, le reitero mi más atenta y distinguida consideración y le deseo éxito en la etapa final de esta carrera académica.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a viernes 21 de febrero del 2025

M.P. Gisele Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología

*Nota: Se anexa Formato de Impresión de Tesis - C. Juan Carlos Blanco Medina - Maestría en Estomatología - Terminal en Rehabilitación Oral - S.I.E.P. - Facultad de Estomatología - BUAP. (original) - p.s.c.y.a.

*C.c.p. Archivo

*MCO, F/JMA/MEP, GNRCC/yaneth

Secretaría de Investigación y
Estudios de Posgrado
Facultad de
Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: **Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Rehabilitación Oral.**

No. Registro CIFE: 2023217. **Fecha de Registro ante CIFE:** martes 04 de julio del 2023.

Título de la Tesis: "Comparación de la distribución del estrés y tensión en los aditamentos tipo barra fresados en metal y PEEK para sobredentaduras implantosoportadas mediante elementos finitos".

Nombre del estudiante: Juan Carlos Blanco Medina

Matrícula: 223450018.

Domicilio: C. Agustina Rodríguez #727 Col. Del Rio 22416 Tijuana Baja California

Tel: 66*45 96 47 95

Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 09 de enero del 2023

Firma: _____

Director de Tesis: MEI. Guillermo Franco Romero.

Grado académico: Maestría en estomatología integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100294988.

Tel: 22*22 12 06 57.

Firma: _____

Director Disciplinario: MEI. Guillermo Franco Romero.

Grado académico: Maestría en estomatología integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100294988.

Tel: 22*22 12 06 57.

Firma: _____

Director Metodológico: DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal.

Grado académico: Doctor en Ciencias.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100289266.

Tel: 22*22 78 88 41.

Firma: _____

Lector: MEI. Ana Karina Ley García.

Grado académico: Maestría en Estomatología Integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100215766

Tel: 22*24 55 30 60.

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Responsable de la Maestría en Estomatología.

MEI. Guillermo Franco Romero

Firma: _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana



Fecha actual: viernes 21 de febrero del 2025.

Sello _____

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a cada una de la persona que estuvieron involucradas en cada etapa de mi maestría, a todos aquellos que me apoyaron, me aconsejaron, me cuidaron y que me guiaron por el camino, si bien, no fue un camino fácil, siempre creyeron y tuvieron fe en mí.

Agradezco a todos mis profesores por todo el trabajo que conlleva la enseñanza y a pesar de eso, hacerlo de la mejor manera. Agradezco especialmente a aquellos que brindaron su apoyo para lograr finalizar este escrito, a mi coordinador MEI. Guillermo Franco Romero, que mas que un profesor, ha sido un mentor, un guía y un buen amigo, a la Dra. María de los Angeles Moyaho Bernal, por su ardua labor, que si bien, no es nada sencillo su trabajo, lo hizo con gran amor y cariño con el único fin de vernos salir adelante, a la Dra. Ana Ley, por siempre cuidarnos como si fuéramos sus hijos y siempre estar al pendiente de todas nuestras necesidades, que como buena mamá supo lograr y por último pero no menos importante, a la Dra. Karla Rodríguez Hernández que siempre con su enseñanza y cariño me ayudo a lo largo de mi estancia, forjándome como mejor profesionista y lo más importante, mejor persona.

A mis compañeros Estefanía, Mayra, Moni, Otmar y Diego, que más que eso, se convirtieron en mi familia que con altas y bajas siempre salimos adelante, protegiéndonos unos a otros, ayudándonos y aprendiendo de todo, gracias por nunca darme la espalda y apoyarme en todas mis ocurrencias, fue para mí un gran honor vivir con ustedes esta bonita etapa.

Agradezco infinitamente a toda mi familia, que siempre estuvo al pendiente de mí, apoyándome desde lo lejos, pero siempre dándome ese carillo incondicional.

A mis hermanas que han sido mis compañeras de vida, y que, a pesar de la distancia, nunca deje de contar con su apoyo, gracias por ser parte de mi vida.

Y, por último, pero nunca menos importante, agradezco a la cabeza de todo esto, que es mi madre. Gracias madre mía por todo ese amor, cariño, confianza y fe que has depositado en tus hijos, gracias por darnos el ejemplo de que rendirnos, no es el camino, gracias por enseñarnos que hay que ser valientes para lograr nuestros sueños y que, a pesar del mal tiempo, siempre hay que ir con la frente en el alto y estar orgullosos de quienes somos y de donde venimos. Gracias mamá que sin tus sacrificios no estaría parado donde estoy ahorita. Espero que nunca dudes del excelente trabajo que has hecho como madre, te amo.

“Quod in vita facimus, in aeternum resonat” - Maximum Decimus Meridium

Índice

1. Introducción	1
2. Palabras claves	3
3. Antecedentes	5
3.1 Generales	5
3.2 Específicos	16
4. Planteamiento del problema	20
4.1 Pregunta de investigación	21
5. Justificación	22
6. Hipótesis	24
7. Objetivos de la investigación	26
7.1 General	27
7.2 Específicos	27
8. Materiales y métodos	28
9. Criterios de selección	30
10. Variables	32
11. Concordancia y confiabilidad	34
12. Ubicación	36
13. Procedimiento	38
14. Diagrama de flujo	41
15. Análisis estadístico	43
16. Bioética	45
17. Resultados	47
18. Discusión	54
19. Conclusión	58
20. Bibliografía	60
21. Anexos	65

1. INTRODUCCIÓN

El edentulismo es un problema de salud pública de gran relevancia debido a su alta prevalencia en la población. Entre los trastornos orales, el edentulismo abarca más de un tercio de estos desórdenes a nivel global (1).

La prevalencia depende de la región y las características sociodemográficas de la persona. Este desorden oral es considerado como una discapacidad que afecta la calidad de vida, así como los aspectos nutricionales del individuo (2).

La rehabilitación oral en estos pacientes ha ido avanzando a lo largo de los años, mejorando sus tratamientos y con ello, el éxito de estos. En la mayoría de los casos, los pacientes edéntulos recuperan sus funciones cuando se colocan prótesis totales, mejorando su calidad de vida. Sin embargo, no todas las prótesis totales ajustan adecuadamente en boca y su función se ve limitada. La introducción de las prótesis implantosoportadas ha revolucionado las posibilidades de tratamiento en pacientes edéntulos. Las prótesis soportadas por implantes han ayudado a mejorar las funciones orales en aquellos pacientes con problemas de adaptación (3).

Las sobredentaduras implantosoportadas han ganado gran aceptación, ya que se ha vuelto un tratamiento atractivo por su facilidad, su mínima invasión y su asequibilidad. Esta prótesis es soportada por los implantes y la mucosa, que generalmente necesita menos implantes en comparación a las prótesis totalmente implantosoportadas. Menos implantes y una prótesis removible ofrecen una opción menos compleja y costosa para los pacientes edéntulos (4).

Para la elaboración de estas estructuras se pueden utilizar aleaciones metálicas, metales no preciosos como el cromo-cobalto (Cr-Co), titanio o acrílicos a base de polímeros, los cuales ajustan de manera precisa y rígida (5).

En la actualidad la necesidad de materiales estéticos se ha incrementado, por ello se han desarrollado materiales a base de polímeros, que gracias a sus características biocompatibles y estéticas son excelentes alternativas para las aleaciones metálicas. Uno de estos materiales es el poliéter éter cetona (PEEK) el cual es un biomaterial sintético y estético. Este material ha sido utilizado a lo largo

de los años en ortopedia y traumatología dando excelentes resultados, sugiriendo así, que puede ser un gran sustituto del titanio o alguna aleación metálica (6,7).

El objetivo de esta investigación fue comparar la distribución del estrés y tensión en la estructura de sobredentaduras implantosoportadas fresadas en metal y PEEK mediante elementos finitos.

2. Palabras clave: sobredentadura implantosoportada, PEEK, estructura fresada, elementos finitos.

3. ANTECEDENTES

3.1 Antecedentes generales

La rehabilitación oral se encarga de la restauración de las funciones y forma del aparato estomatognático lo más cercano a las condiciones normales. Esto aplica a la restauración de los dientes con o sin implantes y con prótesis dental fija (8).

La prótesis fija sigue siendo el estándar al momento de restaurar debido a su rigidez, estética, bajo costo, retención y por la falta de intervención quirúrgica para su preparación. El éxito y supervivencia de estas restauraciones al paso de los años ha sido demostrada a lo largo del tiempo. Se ha reportado los rangos de durabilidad del 98%, 97% y 85% después de los 5, 10 y 15 años respectivamente. Las prótesis fijas, como cualquier otra restauración pueden fallar y esto puede ser por razones multifactoriales. Las complicaciones más comunes pueden ser por caries, patologías pulpares y periodontales o problemas técnicos como la decementación, fracturas o cambios estéticos (9).

Actualmente, los implantes han servido para sustituir a los órganos dentarios ausentes y convertido en una parte indispensable de la clínica odontológica. Esto ha mejorado y revolucionado los tratamientos que son ofrecidos a los pacientes, ya que gracias a estos es posible restaurar con prótesis la ausencia dental (10).

Prótesis implantosoportada

Es toda aquella prótesis tal como coronas, dentaduras totales, removibles o prótesis fijas que están soportadas y retenidas enteramente sobre implantes (8). El uso de los implantes para brindar soporte a las prótesis ofrece muchas ventajas comparadas con las prótesis fijas convencionales o de las prótesis removibles. En las restauraciones implantosoportadas, la distribución de las fuerzas oclusales es controlada por la estructura de la restauración. Una de las mayores ventajas de la restauración implantosoportada es que los aditamentos no se deterioran con el paso de tiempo, con una durabilidad de más del 90% al paso de 10 años. Una prótesis implantosoportada ofrece un tratamiento más predecible que los tratamientos convencionales (11).

Estructura para sobredentaduras

Las estructuras fresadas para sobredentaduras funcionan como una aproximación alternativa que permite la estabilidad y retención de una prótesis fija, pero también las ventajas de una prótesis removible. Esta alternativa trae consigo ventajas económicas y de higiene. Con las sobredentaduras implantosoportadas, la estructura se mantiene unida al implante, mientras que la sobredentadura tiene la cualidad de ser removida (12).

Las sobredentaduras presentan una o dos estructuras fresadas, las cuales funcionan como un sistema de anclaje entre los implantes y la sobredentadura. La sobredentadura, que es removible, esta rígida y precisamente ajustada a la estructura, limitando los movimientos laterales y rotacionales de la misma (5).

Diversos materiales han sido utilizados para la fabricación de las estructuras y se ha sugerido que la selección del material es clave a la hora del comportamiento biomecánico. Esto puede afectar la distribución del estrés alrededor del hueso periimplantar y a la capacidad de mantenimiento de la restauración (13). Ver, (Tabla 1).

Tabla 1: Principales materiales para la fabricación de estructuras para sobredentaduras y sus propiedades.

Material	Modulo elástico (MPa)	Toxicidad	Limite elástico (MPa)
Acero Inoxidable	195,000	0.30	185
Titanio	110,000	0.33	825
PEEK	4100	0.31	95

Tomado y modificado de: El-Anwar et al. 2019

Sobredentaduras

Son cualquier prótesis removible que cubre y descansa sobre uno o más remanentes dentales naturales, raíces de dientes naturales o sobre implantes (8). Las sobredentaduras sobre implantes descansan en estos mismos y pueden ser removidas por el paciente para su mantenimiento, ver (Figura 1). Los implantes pueden estar colocados de manera individual o pueden estar unidos para incrementar la capacidad de la prótesis para resistir las fuerzas biomecánicas (11).

Los aditamentos tipo barra son usados para unir los implantes con la estructura protésica. Estos funcionan como un rompe fuerzas y ayudan en la distribución de las fuerzas oclusales a los aditamentos. Estos aditamentos pueden ser fabricados a partir de metal o fresadas de materiales no metálicos tal como la zirconia o el poliéter éter cetona (PEEK) (14).

Otro aspecto importante a considerar en este tratamiento es el esquema de oclusión, el cual, tendrá variaciones dependiendo del tipo de reborde residual del paciente. En rebordes sin alteraciones es recomendable el uso de la oclusión bilateral balanceada con oclusión lingualizada, mientras que, en rebordes con problemas de reabsorción, se utiliza la oclusión monoplana (15).

Figura 1: Prótesis totalmente implantosoportada



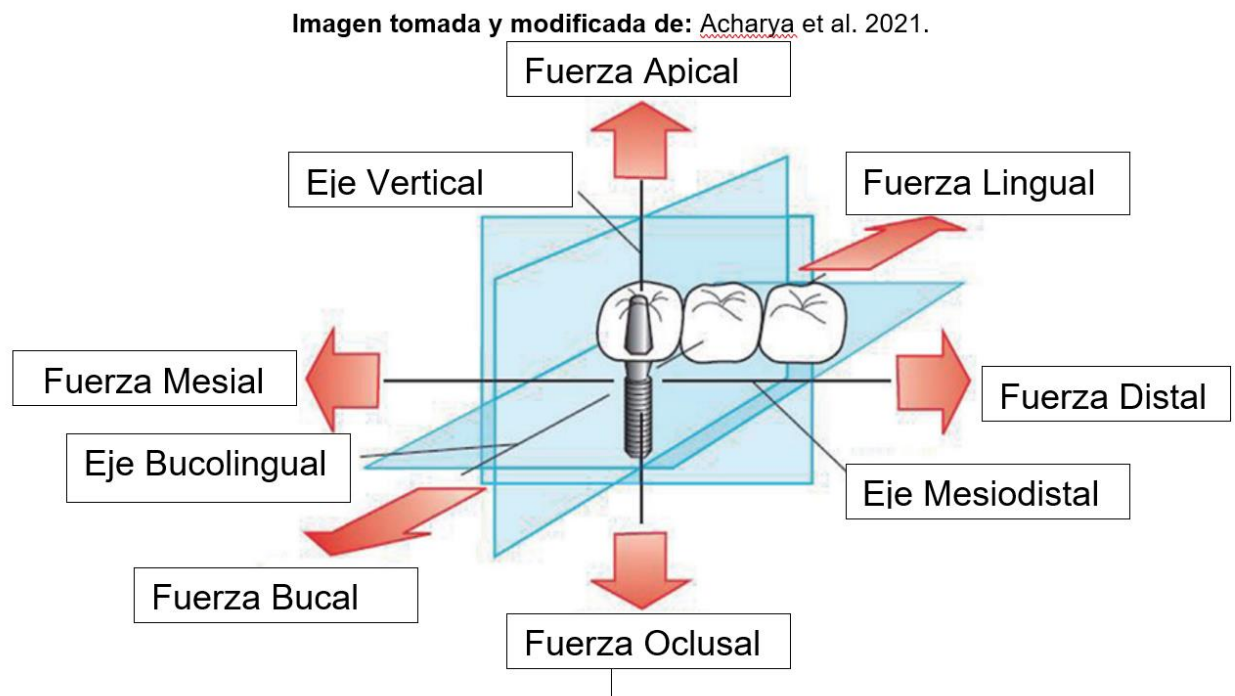
Tomada de: Burns 2015.

La oclusión forma parte del sistema estomatognático el cual está compuesta por ligamento periodontal, músculos, articulación temporomandibular y dientes, siendo así, una relación estática entre las superficies de oclusales de los dientes maxilares con sus antagonistas (8).

Oclusión en implantes

La principal diferencia biofisiológica entre un diente natural y un implante es que el implante está en contacto directo con el hueso mientras que el diente natural se encuentra suspendido mediante el ligamento periodontal, mientras que el diente natural puede desplazarse dentro del alvéolo en un valor de 25-100 μm , el implante solo puede de 3-5 μm . Bajo carga, la compresión y deformación del ligamento periodontal en el diente natural permiten distribución de la fuerza, mientras que, en el implante, la fuerza es distribuida debido a la flexibilidad del hueso (16). Ver (Figura 2).

Figura 2: Las fuerzas oclusales son tridimensionales y se dirigen en uno o más ejes: mesiodistal, bucolingual, y ocluso apical



Sobrecarga oclusal

Ha sido considerada como una de las principales causas de la periimplantitis, pérdida ósea, así como el fracaso de la prótesis o el implante. Diversos estudios han indicado que la sobrecarga oclusal puede contribuir a la pérdida de osteointegración de los implantes. Sin embargo, se necesita que la sobrecarga oclusal cree estrés mecánico sobre el implante para que pueda causar complicaciones. A diferencia del diente natural, los implantes osteointegrados están anquilosados al hueso que está a su alrededor sin el ligamento periodontal, el cual provee de mecanorreceptores, así como la absorción de fuerzas. La cresta alveolar alrededor del implante actúa como el punto de fulcro para contrarrestar la palanca cuando una fuerza es aplicada. Es por esto por lo que los tejidos periimplantales pueden ser más susceptibles a la pérdida ósea (16). En la siguiente tabla se muestran las diferencias entre un diente y el implante, ver (Tabla 2).

Tabla 2. Diferencias entre el diente e implante

	Diente	Implante
Unión a hueso	Ligamento periodontal	Osteointegración, anquilosis funcional
Propiocepción	Mecanorreceptores	Osteopercepción
Sensibilidad táctil	Alta	Baja
Movilidad Axial	25-100 μ m	3-5 μ m
Fases de movimiento	Dos fases -Primaria: no lineal y compleja -Secundaria: Lineal y elástica	Una Fase Lineal y elástica
Patrones de movimiento	-Primario: Movimiento inmediato -Secundario: Movimiento gradual	Movimiento gradual
Fulcro de fuerza lateral	Tercio apical de la raíz	Cresta alveolar
Características de carga	Absorción de fuerzas Distribución de estrés	Concentración de estrés en cresta alveolar
Signos de sobrecarga oclusal	Movilidad, dolor, facetas de desgaste, inflamación del ligamento periodontal	Aflojamiento del tornillo o fractura, fractura de prótesis o aditamento, pérdida ósea, fractura de implante.

Tomado y modificado de: Kim et al. 2004.

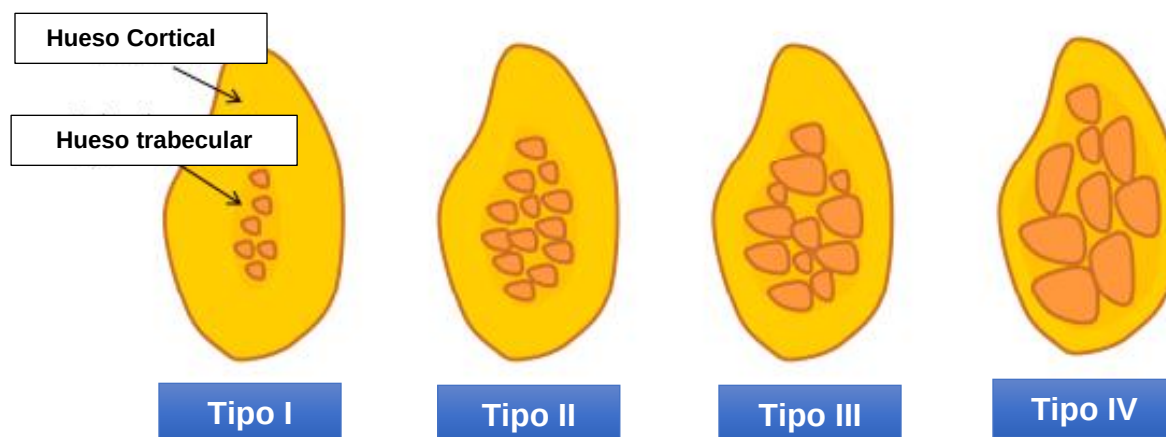
Uno de los tejidos más afectados por las cargas oclusales es el hueso, ya que este es más susceptible a los cambios por fuerzas mecánicas que son transmitidas desde las áreas de contacto oclusal hacia este tejido. Este efecto también dependerá de las condiciones y de la calidad del mismo (8).

Hueso

Es la parte dura del tejido conectivo que constituye mayormente al esqueleto. Este se encuentra compuesto por una porción inorgánica o mineral y otra porción orgánica o matriz. Esta matriz está compuesta por fibras de colágeno, las cuales están impregnadas con minerales, principalmente fosfato de calcio (aprox. 85%) y carbonato de calcio (aprox. 10%) formando así la cualidad de rigidez (8).

El hueso alveolar es parte de los tejidos que rodean al diente. Este hueso forma la pared ósea de los alveolos y sirve de anclaje para las fibras del ligamento periodontal. Este inicia a 2 mm de la unión cemento-esmalte y corre a lo largo de la raíz terminando en el ápice. Se forma junto al desarrollo y la exfoliación dental y se reabsorbe paulatinamente cuando los dientes se pierden o es estimulado a sobre cargas (18). A continuación, se muestra la clasificación ósea de los tipos de hueso cortical y trabecular (19), ver (Figura 3).

Figura 3: Clasificación ósea de Lekholm y Zarb



Tipo I: El hueso entero está compuesto por una capa gruesa de hueso cortical.

Tipo II: Una gruesa capa de hueso cortical rodea un núcleo denso de hueso trabecular.

Tipo III: Una delgada capa de hueso cortical rodea un núcleo fuerte de hueso trabecular.

Tipo IV: Una capa muy delgada de cortical con hueso trabecular de baja densidad y dureza.

Imagen tomada y modificada de: Alghamdi et al. 2018.

El éxito o el fracaso del implante está muy relacionado con el correcto entendimiento de los principios biomecánicos:

Biomecánica

Los aspectos biomecánicos en la implantología se refieren principalmente a las cargas aplicadas directamente en el implante o mayormente a través de la restauración protésica, durante la masticación (20). Las fuerzas que se presentan en la cavidad oral durante las funciones fisiológicas tienen un amplio rango, el sector posterior las fuerzas oclusales pueden variar de 380 a 880 N mientras que en el sector anterior se encuentran entre 220 N o menos. Las fuerzas laterales aplicadas a los dientes naturales en condiciones normales son de 20 N y estas dependerán de la morfología de la cara oclusal. En los implantes, las cargas verticales son toleradas, mientras que de las cargas laterales que se vuelven nocivas para el mismo. Esto dependerá de la posición, angulación y de la restauración (21). Ver (Figura 4).

Figura 4: Modelo computarizado para el FEA

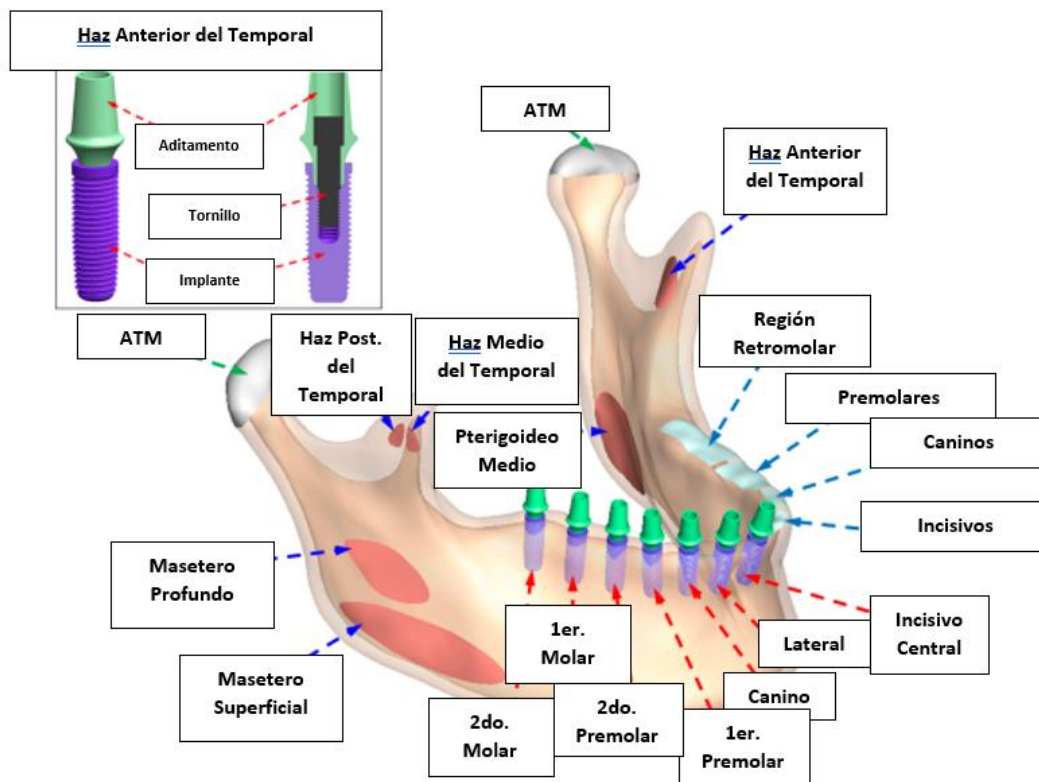


Imagen tomada y modificada de: Lin et al.

Principales materiales para la confección de la prótesis

A lo largo del tiempo, se han empleado distintos tipos de materiales para la realización de restauraciones, los cuales, tienen características específicas y son utilizados según el segmento a restaurar.

Dentro de estos materiales podemos encontrar que los principales son:

Zirconia: Este material es el más fuerte dentro de las cerámicas dentales y cada vez es mayormente fabricado en su forma monolítica por su alto rango de aplicaciones clínicas. Además, tiene menos adherencia bacteriana y mejor adhesión de los tejidos periodontales cuando esta tiene un pulido tipo espejo. Sin embargo, la falta de estética y traslucidez le ha restringido su uso en el sector anterior (22).

Disilicato de litio: Este material fue introducido en 1988 como un material prensado para los núcleos. Fue clasificado como una cerámica vitria, un subgrupo de partículas de vidrio y un relleno del 70% de cristales de disilicato de vidrio. Características ópticas que permite el uso en muchos tratamientos adhesivos con el mínimo desgaste necesario, tales como Inlay, onlays, Overlays, Table tops, Bonlays y Coronas (23).

Polimetil metacrilato (PMMA): Es frecuentemente utilizado para fabricar bases para dentaduras debido a sus diversas ventajas, incluyendo el bajo costo, biocompatibilidad, fácil manejo, su estabilidad en el medio bucal y su estética aceptable. Sin embargo, no es considerado el material ideal debido a sus propiedades físicas y mecánicas inferiores (24).

Poliéter étercetona (PEEK): Fue desarrollado en 1978 como un polímero termoplástico, policíclico, semi cristalino mediante la unión de grupos funcionales de cetona y éter con anillos arilo. Tiene propiedades mecánicas superiores con resistencia a la hidrólisis, al desgaste químico y a las altas temperaturas. Es un material biológicamente inerte, sin evidencia de citotoxicidad o inmunogenicidad. Este material también ofrece resistencia a la corrosión, baja afinidad de placa (14).

A continuación, se muestran las características físicas más importantes que presentan los principales materiales para la confección de la prótesis, ver (Tabla 3).

Tabla 3. Características físicas de los materiales comúnmente empleados en las prótesis

Material	Definición	Características Físicas
Zirconia	Elemento metálico de transición de aspecto brillante y resistente a la corrosión. Se encuentra en forma cristalina como un metal blanco o como un polvo negro-azulado. Los cristales de zirconio están dispuestos en células cristalinas que poder ser clasificados en 3 fases: 1) cúbica 2) tetragonal 3) monolítica	- Densidad: 6.49g/cm ³ - Punto de fusión: 1,855° C - Resistencia flexional: 1,666 MPa - Resistencia a la fractura: 16.8 Kg/mm ²
Metal Porcelana	Considerado el estándar de oro por décadas para realización de prótesis fija. Estas prótesis se componían de una subestructura metálica o cofia, en donde se modelaba porcelana en polvo, para después ser horneada y procesada. Las diferentes características mecánicas de estos dos materiales favorecían a la resistencia de las cargas oclusales.	- Densidad: 2.4g/cm ³ - Módulo de Young: 212MPa - Coeficiente de Poisson: 0.31
PMMA (polimetil metacrilato)	Utilizado en dientes provisionales, bases de prótesis totales muco e implantoportadas. Este material tiene diversas propiedades incluyendo la estética, fácil manipulación, baja densidad y propiedades mecánicas ajustables. Esto sin embargo presenta algunas deficiencias como poca resistencia a la hidrólisis y falta de actividad antimicrobiana. Sin embargo, este material puede ser mejorado al ser añadidas diferentes nanopartículas.	- Densidad: 1.18g/cm ³ - Traslúcidos: 92% - Conductividad térmica: 5.7 x 10 ⁻⁴ °C.cm ⁻¹ - Expansión térmica: 81x10 ⁻⁶ /° C - Resistencia flexional: 90 MPa - Resistencia a la fractura: 2 MN/m ³
PEEK	Es un material blanco, radiolúcido y rígido con gran estabilidad térmica, el cual se ha convertido en un gran candidato para reemplazar los componentes metálicos de los implantes.	- Módulo flexural: 140-170 MPa - Densidad: 1.32 g/cm ³ - Conductividad térmica: 0.25 W/mK - Resistencia: 110 MPa

Tomado y modificado de: Díez-Pascual AM et al; Al-Thobity AM et al; Als Salman A; Sailer I, et al. 2019

Análisis del Elemento Finito

Es una técnica de análisis numérico que se usa para la obtención de una solución aproximada a una amplia variedad de problemas de ingeniería. Desde que estos elementos se pueden agrupar en distintas maneras, estos pueden ser usados para representar formas extremadamente completas (25).

Básicamente es un método para el análisis del estrés y deformación de cualquier estructura. El AEF ha sido aceptado como un método no invasivo y una excelente herramienta para el estudio de la biomecánica y la influencia de las fuerzas mecánicas en el sistema biológico. En la implantología, ha sido utilizado para el estudio de los patrones de estrés de los diferentes componentes que forman al implante, así como también, en los tejidos periimplantares. En el AEF para evaluar el estrés mecánico en el hueso periimplantar, las tensiones de diversos tipos que son utilizadas incluyendo la tensión de Von Mises, la tensión principal máxima y mínima y la tensión de cizalladura máxima. La tensión de Von Mises es la escala invariante de estrés más frecuentemente usada para apreciar el comportamiento de flexión/falla de diversos materiales (26). Ver (Figura 5).

Figura 5: Distribución de la tensión: vista superior de las tensiones de von Mises inducidas por la expansión del tejido óseo en los modelos A, B y C, respectivamente (27).

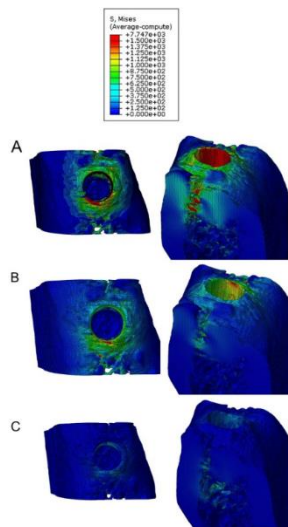


Figura tomada y modificada de: Frisardi et al., 2012.

5.2 Antecedentes específicos

El-Anwar et al., 2019 (13)., realizaron un estudio en el que se simuló la tensión transmitida de la barra a los implantes para una sobredentadura. Se simuló una situación clínica que consistió en colocar dos implantes y se usó una barra como conexión entre los implantes. La barra se diseñó a base de cuatro materiales distintos: titanio, acero inoxidable, PEEK y PEEK reforzado con 30% de fibra de carbono. Se diseñó un modelo en 3D de los elementos, colocando las propiedades de cada material y se importó al software de elementos finitos. Se aplicaron 200 N de fuerza vertical en el área del segundo premolar. Los resultados demostraron el comportamiento de los cuatro diferentes materiales. La barra de PEEK produjo el menor estrés en la escala de Von Mises y el máximo valor de deformación (470 μ) en comparación a los otros materiales. Al incrementar la rigidez de la barra se incrementa el estrés y reduce su deformación total. El estrés recibido en los implantes se incrementó ligeramente con la rigidez de la barra. El estrés en el hueso cortical y la distribución total de la deformación fue el mismo con todas las barras, esto indica que el hueso es insensible a los cambios de material en la barra.

Abdraboh et al., 2020 (28)., evaluaron a 18 pacientes edéntulos que se les colocaron cuatro implantes y restaurado con una sobredentadura. Fueron separados en 2 grupos, el grupo 1 fue rehabilitado con una barra fresada en metal convencional (Cr-Co) mientras que el grupo 2 la barra fue fresada en PEEK. Se evaluaron las condiciones de los implantes y las sobredentaduras a los 6 y 12 meses. Estos parámetros incluyeron índice de placa, profundidad en periodontograma, nivel óseo y la pérdida del mismo. Se observó que el grupo 1 presentó menor adherencia de placa en comparación al grupo control. Así mismo la pérdida del reborde residual después de los 12 meses fue significativamente menor en el grupo 1 que en el grupo control. Después de los 12 meses, los pacientes que utilizaron la barra de PEEK mostraron una mejor satisfacción en cuestión de retención, estabilidad, dicción y una mejor estética en la sobredentadura en comparación al grupo control. Concluyeron que el uso del PEEK como aditamento puede ser una gran alternativa al uso del metal convencional.

Villefort et al., 2022 (29); crearon un modelo en 3D de un maxilar, al que se le colocaron cuatro implantes distribuidos en zona de canino y molar de ambos lados sobre la cual se colocó un aditamento de barra diseñado en PEKK y PEEK uniendo los cuatro implantes. Se diseñó una sobredentadura con dientes y sin la porción que recubre el paladar. Los diseños sólidos fueron importados al software de análisis (ANSYS). Se asignó a cada material, el coeficiente de Poisson y el módulo elástico correspondiente. La carga se aplicó en la superficie oclusal del primer molar izquierdo a 500 N. Se evaluó la distribución de la carga en la estructura de la barra, en implantes, aditamentos y tornillos. Los resultados arrojaron que la mayor concentración de estrés fue en la estructura de PEKK (67 MPa) promovió una baja concentración de estrés en la prótesis. En la estructura de PEEK se mostró una mayor concentración de estrés en la base de acrílico pero menor estrés transmitido al hueso cortical. A mayor concentración de estrés en la estructura del PEKK, provoca una menor concentración de estrés en el implante (263 MPa) y en el tornillo de fijación (192 MPa). Se observó que existen pocas diferencias en la distribución del estrés de los dos materiales. Por ello el uso de estos materiales representa un menor riesgo de fractura en las prótesis acrílicas y en el desajuste de los tornillos fijadores de aditamentos.

Sharaf et al., 2022 (30); evaluaron a veintidós pacientes edéntulos que fueron divididos en dos grupos. El grupo convencional recibió una sobredentadura implantosoportada alojada por el conector metálico y elementos retentivos de nylon y el grupo experimental recibió una prótesis implantosoportada alojada por el conector de PEEK y elementos retentivos de PEEK. Los elementos de PEEK fueron diseñados y realizados a través de CAD-CAM. La evaluación de los elementos incluyó la medición de la retención mediante el desalojo con fuerza gradual aplicada y la satisfacción del paciente usando los siete puntos en la escala analógica visual. Estas mediciones se realizaron a los 3, 6 y 12 meses. Los resultados arrojaron que el grupo experimental (PEEK) mostró una fuerza de retención mayor a la hora de inserción a los 3 meses respecto al grupo convencional. A los 6 y 12 meses el grupo convencional mostró una menor satisfacción a la inserción, así como a la estabilidad

de la sobredentadura. En conclusión, se demostró que el material PEEK provee una mayor retención al paso del tiempo en sobredentaduras.

Ahmed M. et al., 2022 (31); realizaron un análisis de elementos finitos en la distribución de estrés de diferentes materiales en la estructura de una sobredentadura. Diseñaron un modelo tridimensional de una mandíbula edéntula, en el que se colocaron 4 implantes distribuidos según el concepto de "All on four". La estructura que une los implantes se fabricó de titanio, zirconia, PEEK. Se le aplicó una carga axial estática de 250 N en la porción más distal de las estructuras. De todos los materiales se observó que el mayor estrés se encontraba en los 2 implantes posteriores y uno anterior. La estructura de zirconia reportó las menores concentraciones de estrés en ambas zonas en comparación con los otros materiales 26.758 y 178.207 MPa. Se detectó que la estructura de titanio presentó un aumento ligero de estrés en comparación a la zirconia (42.673 y 203.223 MPa). Y finalmente se observó que el PEEK presentó el mayor estrés en ambas zonas 77.066 y 409.459 MPa.

4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El aumento de pacientes con edentulismo en la consulta dental ha incrementado a lo largo de los años. Con ello, la necesidad de ofrecer tratamientos predecibles utilizando materiales de alta resistencia y biocompatibles, que perduren con los años y no pierdan su funcionalidad.

El uso de materiales rígidos como el metal, favorece la durabilidad de estas prótesis, pero al ser tan rígido la distribución del estrés al complejo implante-aditamento, así como, a los tejidos periimplantales es deficiente. Sumado a esto, las tensiones y las sobrecargas generadas en los movimientos de masticación, favorecen a la fractura de los aditamentos del implante, de los tornillos de fijación, así como la pérdida de las estructuras de soporte periimplantar, causando así, el fracaso en las prótesis.

Esto ha causado un problema para el odontólogo, ya que no existe evidencia científica o protocolos que señalen cual es el mejor material para la elaboración de los elementos que componen a las sobredentaduras y sus aditamentos. Es por ello por lo que se han buscado materiales que sustituyan el uso del metal con mejores características físicas y mejor comportamiento en boca.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Existen diferencia en la distribución del estrés y tensión entre los aditamentos tipo barra fresados en metal y PEEK para sobredentaduras implantoportadas?

5. JUSTIFICACIÓN

El edentulismo se caracteriza por la pérdida total de los órganos dentarios, clasificada según la OMS como una discapacidad que afecta la salud del individuo. En la actualidad alrededor del 20% de la población mundial es edéntula y uno de los tratamientos más efectivos son las sobredentaduras implantosoportadas.

A pesar de ser un material utilizado por muchos años debido a su durabilidad, el uso de metales en la elaboración de los componentes de estas prótesis, al pasar de los años provoca desajuste, aumenta la tensión recibida en los tejidos periimplantales, favoreciendo la pérdida prematura de los mismos.

Es por ello, que es necesario la constante investigación de nuevos biomateriales que mejoren el rendimiento de estas prótesis y así mismo de los aditamentos empleados para su fijación, creando así, prótesis funcionales y duraderas. Este estudio pretende determinar si existe un mejor comportamiento en la distribución de estrés y tensión en aditamentos tipo barra fresados en PEEK a diferencia del metal.

6. HIPÓTESIS

Hi: Existe una mejor distribución del estrés y tensión en los aditamentos tipo barra fabricados de PEEK que en los de metal.

Ho: No existe una mejor distribución del estrés y tensión en aditamentos tipo barra fabricados de PEEK que en los de metal.

7. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

Objetivo General

Comparar la distribución del estrés y tensión en los aditamentos tipo barra fresados en metal y PEEK para sobredentaduras implantosoportadas

Objetivos específicos

- Cuantificar el estrés recibido en los tejidos periimplantales.
- Cuantificar el estrés, tensión y deformación de los aditamentos tipo barra (Ackerman-Dolder) en los materiales estudiados.
- Cuantificar el estrés y tensión recibida por los implantes a través de las barras.
- Cuantificar la tensión, estrés y deformación del PEEK empleado en aditamentos tipo barra.

8. MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño del estudio: Experimental, in sílico.

Muestra: Muestreo no probabilístico por conveniencia.

9. CRITERIOS DE SELECCIÓN

Inclusión

- Diseño de los implantes tipo Straumann Bone Level Tapered.
- Diseño de los modelos con Solid Works.

Exclusión

- Al ser un procedimiento de simulación, no hay elementos de exclusión.

Eliminación

- No serán considerados debido a que los modelos serán digitales.

10. Variables

Tabla 4: Descripción de las variables Independientes y Dependientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categoría
INDEPENDIENTE			
Implante	Aparato protésico de naturaleza inerte, que se implanta dentro del hueso alveolar, y proporciona retención y soporte a una prótesis fija o removible.	Se realizaron 3 grupos: Grupo 1: Dos modelos con cuatro implantes ferulizados con barra tipo Dolder con prótesis de PMMA Grupo 2: Dos modelos con cuatro implantes ferulizados con barra tipo Dolder con prótesis de metal porcelana Grupo 3: Dos modelos con cuatro implantes ferulizados con barra tipo Dolder con prótesis de Zirconia	Cualitativa
Barra	Parte esquelética de una prótesis (generalmente de metal, a veces de cerámica) alrededor de la cual se fijan las partes restantes de la prótesis para producir una prótesis definitiva.	Se realizó la caracterización de las barras en el software solidworks. Se realizarán 6 modelos: Modelo 1: Barra tipo Dolder de PEEK ferulizada sobre cuatro implantes con prótesis de PMMA Modelo 2: Barra tipo Dolder de Metal ferulizada sobre cuatro implantes con prótesis de PMMA Modelo 3: Barra tipo Dolder de PEEK ferulizada sobre cuatro implantes con prótesis de Metal porcelana Modelo 4: Barra tipo Dolder de Metal ferulizada sobre cuatro implantes con prótesis de Metal porcelana Modelo 5: Barra tipo Dolder de PEEK ferulizada sobre cuatro implantes con prótesis de Zirconia Modelo 6: Barra tipo Dolder de Metal ferulizada sobre cuatro implantes con prótesis de Zirconia	Cualitativa
Estructura	Parte esquelética de una prótesis (generalmente de metal, a veces de cerámica) alrededor de la cual se fijan las partes restantes de la prótesis para producir una prótesis definitiva.	Se realizó la caracterización de las barras en el software solidworks. Se realizarán 2 modelos: Modelo 1: Estructura completa ferulizada sobre cuatro implantes Modelo 2: Estructura segmentada en la línea media sobre cuatro implantes.	Cualitativa
DEPENDIENTE			
Tensión	Magnitud física que representa la fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo.	Se midió la resistencia de la estructura con base a fuerza de compresión.	Cuantitativa por razón continua (MPa)
Estrés	Es una cantidad física que expresa las fuerzas internas que las partículas vecinas de un material continuo ejercen entre sí	Se midió el grado de estrés de cada una de las partes de la estructura con el análisis de elemento finito. Cantidad de fuerza que soporta la estructura. (en la escala de Von Misses).	Cuantitativa por razón continua (MPa)
Deformación	Relación que existe entre la deformación total y la longitud inicial del cuerpo, sometido a fuerzas de tensión o compresión.	Se observó el grado de deformación unitaria (módulo de Young) de cada una de las partes de la estructura, con el análisis de elemento finito.	Cuantitativa discreta Deformación unitaria equivalente (ESTRN)

11. Concordancia y confiabilidad

La manipulación del software se llevó a cabo por un investigador experto en elementos finitos. El investigador principal fue capacitado en la interpretación de los resultados arrojados por el software.

Se modificaron las estructuras tridimensionales debido a que las que ya se tenían tuvieron defectos en sus mallas. Se obtuvieron nuevos modelos STL (Standard Triangle Language) y se agregó una nueva estructura correspondiente al aditamento que une el implante con la prótesis. Además, se diseñó una nueva barra debido a que la anterior no contaba con las medidas estándar, así como una nueva prótesis que se ajusta adecuadamente a los modelos (ZONA CORREGIDA).

12. Ubicación Espacio-Temporal

Facultad de Físico-Matemáticas y Facultad de Estomatología, área posgrado de Rehabilitación Oral de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, periodo comprendido de enero 2023 a diciembre 2024.

13. Procedimientos

Diseño de los modelos en 3 D

Se utilizaron los modelos realizados del implante Straumman Bone Level Roxolid SLActive, así como los modelos 3D sólidos y finitos de la mandíbula los cuales fueron previamente escaneados y digitalizados en el departamento de biomateriales de la FEBUAP.

Se incorporaron al modelo implantes Straumman Bone Level Raxolid de titanio con una longitud total de 12 mm y un diámetro de 4,1 mm. Cada implante con una longitud de inserción de 12mm, en el hueso se insertaron pilares de 5mm de altura. En todos los modelos, los implantes se colocaron en el centro de la cresta mandibular en ambos lados de la mandíbula, simétricamente al plano sagital.

Se analizaron 6 modelos MEF diferentes

- 1- **Modelo 1:** Mandíbula con cuatro implantes colocados dos en área de caninos y dos en área molar, ferulizados con barra tipo Dolder y prótesis de PMMA.
- 2- **Modelo 2:** Mandíbula con cuatro implantes colocados dos en área de caninos y dos en área molar, ferulizados con barra tipo Dolder segmentada en línea media con prótesis de PMMA.
- 3- **Modelos 3:** Mandíbula con cuatro implantes colocados dos en área de caninos y dos en área molar, ferulizados con barra tipo Dolder y prótesis de Metal porcelana.
- 4- **Modelos 4:** Mandíbula con cuatro implantes colocados dos en área de caninos y dos en área molar, ferulizados con barra tipo Dolder segmentada en la línea media y prótesis de Metal porcelana.
- 5- **Modelo 5:** Mandíbula con cuatro implantes colocados dos en área de caninos y dos en área molar, ferulizados con barra tipo Dolder y prótesis de Zirconia.
- 6- **Modelo 6:** Mandíbula con cuatro implantes colocados dos en área de caninos y dos en área molar, ferulizados con barra tipo Dolder

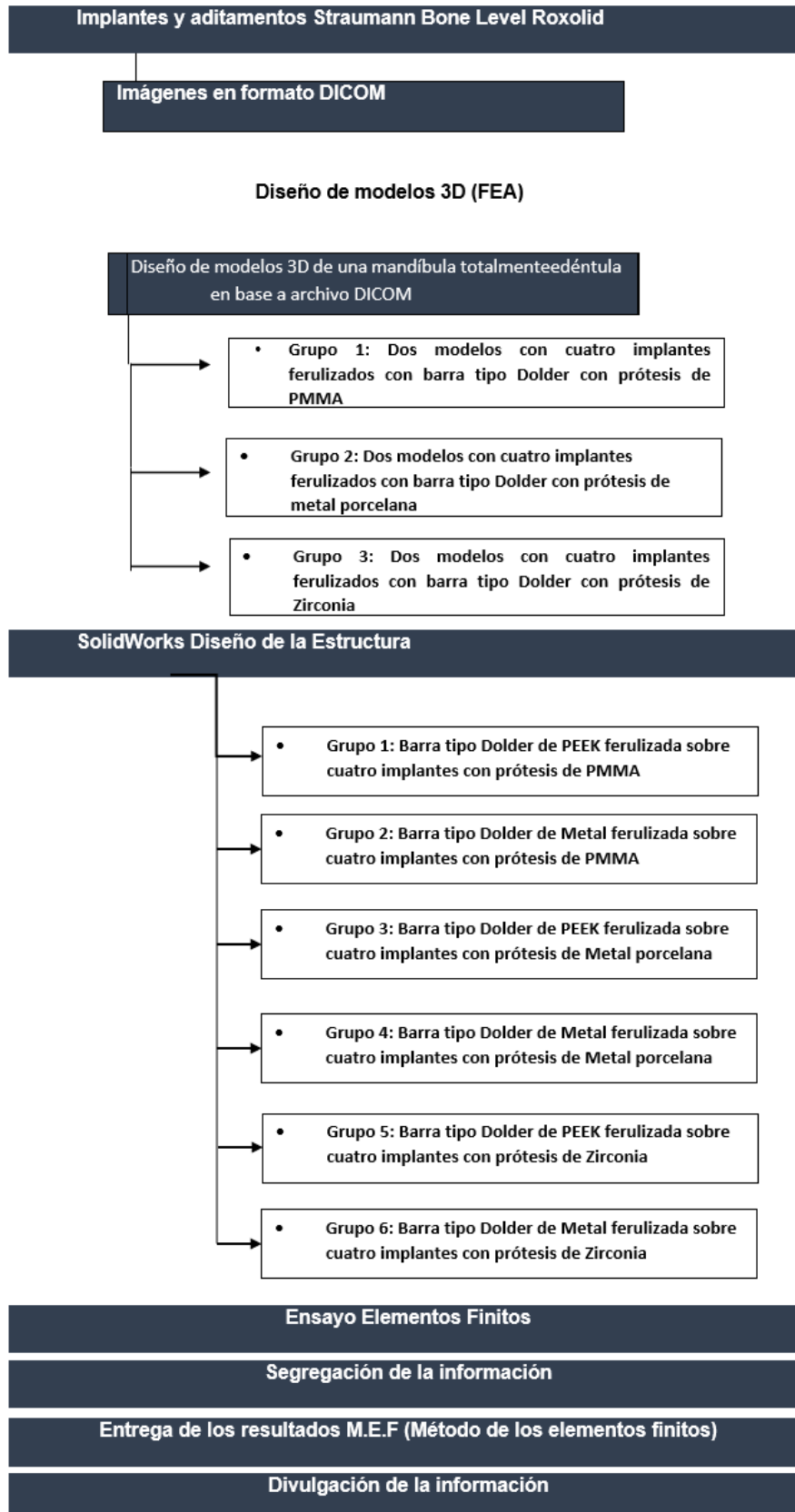
segmentada en la línea media y prótesis de Zirconia.

Con la ayuda del software de diseño 3D asistido por computadora (SolidWorks versión 2022, Dassault Systemes Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows) se le otorgo a la estructura metálica, las características de densidad, módulo elástico, coeficiente de Poisson, de una estructura de cromo cobalto y se aplicaran una fuerza de 220 N perteneciente al rango máximo de mordida promedio para así poder determinar por medio de análisis estáticos, que configuración quirúrgica - protésica recibe mayor tensión, estrés y deformación a las cargas cíclicas (Anexo 1).

Análisis de Elementos finitos:

Se crearon modelos 3D de una mandíbula totalmente edéntula tomando como referencia una tomografía previa de un paciente y de los implantes y los aditamentos, las estructuras protésicas se realizaron , con el software (SolidWorks 2022, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para poder crear los grupos de estudio. Se diseñó una malla sólida basada en curvatura, con una calidad de elementos cuadráticos de alto orden para poder realizar el análisis de las pruebas de tensión, desplazamiento y deformación. Se analizaron los resultados, se describieron y cuantificaron las características por un solo investigador experto en el tema.

14. Diagrama de procedimientos



15. Análisis estadístico

Los datos se analizaron en el paquete estadístico, Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versión 21 para Windows Statistical (IBM, New York, USA). Estadística descriptiva de los datos cuantitativos (tensión, estrés, deformación), se reportaron los valores mínimos y máximos de las diferentes variables de estudio.

16. BIOÉTICA

Es un estudio de tipo *in silico* que no involucra la participación de seres vivos, todo se hizo a través de simulaciones mediante un software.

17. Resultados

De acuerdo con el objetivo principal de esta investigación, se identificaron las zonas de mayor estrés y deformación en las barras de metal y PEEK con los respectivos materiales utilizados para su restauración. Los valores de tensión se representaron en megapascuales (MPa) arrojando un valor máximo y uno mínimo (ver Tabla 6).

Tabla 6: Valores máximos y mínimos de tensión y estrés en las barras

	Prótesis	Barra Metálica (MPa)		Barra de PEEK (MPa)	
		Max	Min	Max	Min
Estructura no Segmentada	PMMA	103.102	0.674	45.560	0.316
	Metal Porcelana	132.304	0.422	60.391	0.191
	Zirconia	67.429	0.378	30.512	0.044
Estructura Segmentada	PMMA	99.649	0.130	37.068	0.023
	Metal Porcelana	123.051	0.091	59.929	0.088
	Zirconia	89.857	0.3155	21.742	0.007

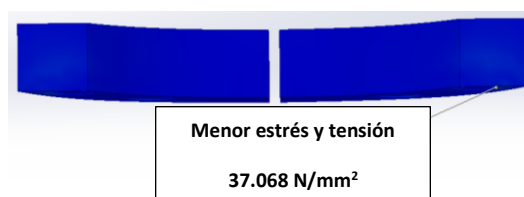
Fuente propia

La principal estructura que presentó mayor estrés y tensión fue la barra metálica no segmentada con la prótesis de metal porcelana, mientras que el valor mínimo se observó en la barra de PEEK segmentada. Esto se ve asociado debido al diferente modulo elástico entre ambas barras (ver Figuras 1 Ay B).

Figuras 1 A y B. Zona de mayor, menor estrés y tensión en las barras



A) Barra metálica no segmentada



B) Barra de PEEK segmentada

Figuras propias

En tanto a los valores de la deformación, la evaluación se presenta en unidades ESTRN, visualizadas en una escala colorimétrica, la zona de azul oscuro representa regiones con menor deformación, mientras que el color rojo presenta zonas de mayor deformación.

Tabla 7: Valores máximos y mínimos de deformación en ESTRN en barra

	Modelo	Barra Metálica		Barra de PEEK	
		Max	Min	Max	Min
Estructura No Segmentada	PMMA	8.746e-06	1.872e-05	7.452e-03	1.926e-05
	Metal Porcelana	7.466e-04	1.988e-05	9.690e-03	6.363e-05
	Zirconia	2.521e-04	2.182e-06	5.116e-03	1.548e-05
Estructura Segmentada	PMMA	1.686e-04	1.927e-06	5.009e-03	1.286e-05
	Metal Porcelana	1.807e-04	1.096e-05	8.409e-03	4.098e-05
	Zirconia	2.201e-04	5.231e-07	4.289e-03	1.631e-06

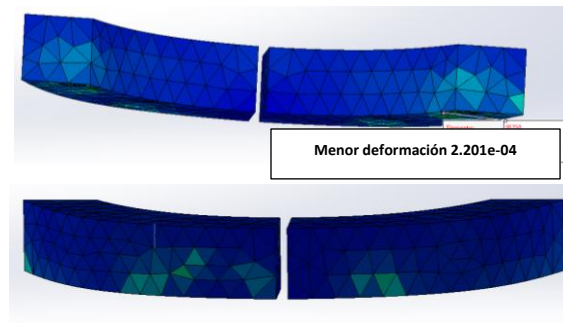
Fuente propia

De acuerdo con los datos obtenidos, el modelo que presentó mayor acúmulo de deformación fue la barra de PEEK no segmentada con la prótesis metal porcelana. Por lo contrario, el modelo que presentó menor deformación a la fuerza aplicada fue la barra metálica segmentada con la prótesis de zirconia. Esto se debe a la dureza de las estructuras, lo que indica que, a mayor dureza, menor es la capacidad de deformación (ver Tabla 7 y Figuras 2 A y B).

Figuras 2 A y B: Zonas de mayor y menor deformación en modelos



2A. Barra de PEEK no segmentada y prótesis metal porcelana

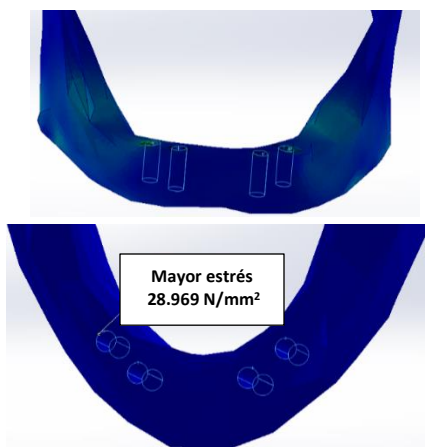


2B. Barra metálica segmentada con prótesis zirconia

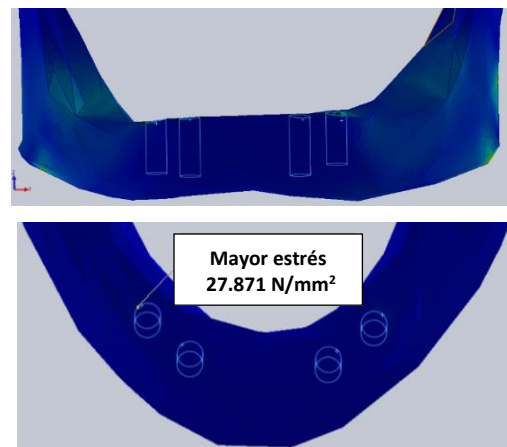
Figuras propias

Posteriormente, se describen las zonas del modelo mandibular que recibieron mayor estrés, tensión y deformación en barras seccionadas. Se puede observar que el modelo que más transmitió estrés, tensión y deformación fue la barra metálica seccionada con prótesis de zirconia. Mientras que en barras no seccionadas el modelo que mayor transmisión a tejidos periimplantarios tuvo fue la barra metálica no seccionada con prótesis de zirconia. Confirmando con esto, que al tener ambas estructuras de alta dureza (barra y prótesis), la capacidad de deformación es menor, pero se aumenta la transmisión de fuerzas al tejido periimplantario (ver Figuras 3A y B).

Figuras 3 A y B: Zonas de mayor estrés, tensión y deformación



A. Barras seccionadas

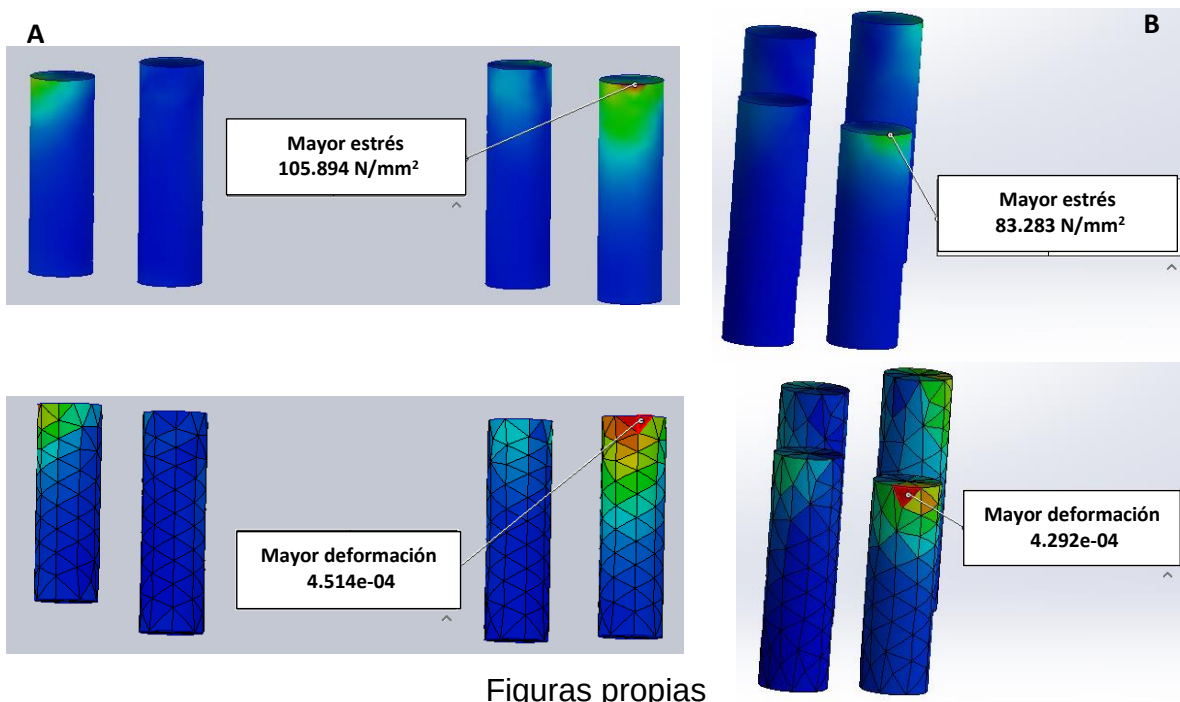


B. Barras no seccionadas

En cuanto a los modelos mandibulares que menor carga de estrés, tensión y deformación recibieron en barras seccionadas, se observó en el modelo de barra PEEK con prótesis de metal porcelana. Por otra parte, el modelo no seccionado que presentó menores valores fue la barra de PEEK no seccionada con prótesis de PMMA, mostrando con esto que las barras elaboradas con PEEK, al ser más flexibles, distribuyen mejor las fuerzas en su misma estructura, evitando así, la transmisión a los tejidos circunscritos al implante.

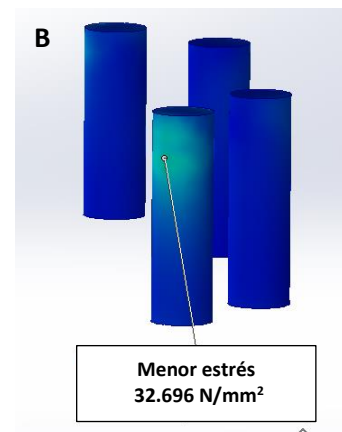
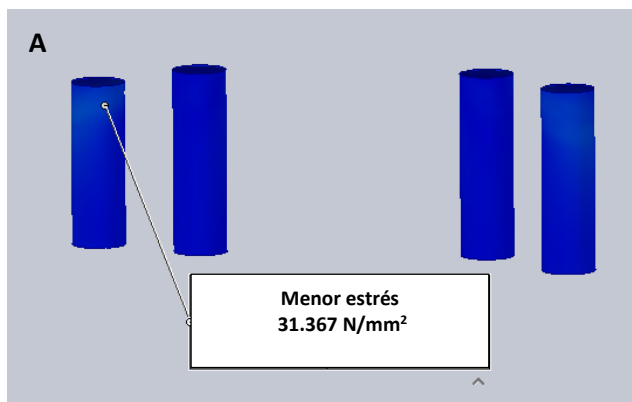
En referencia a los modelos de implantes que recibieron mayor estrés, tensión y deformación durante la simulación en barras no seccionadas fue la barra de PEEK con prótesis de metal porcelana mientras que en barras seccionadas en la que se observó mayor actividad biomecánica fue la barra de PEEK con prótesis metal porcelana, ver (Figuras 4 A y B).

Figuras 4 A y B: Zonas mayor estrés, tensión y deformación en modelos de implantes según la barra y su prótesis: A) Barra no seccionada de PEEK con prótesis metal porcelana. B) Barra seccionada de PEEK con prótesis metal porcelana.



Por lo contrario, las que menor estrés, tensión y deformación transmitieron a los modelos de implantes en barras no seccionada fue la barra de metal con prótesis de zirconia mientras que en barras seccionadas la que menor deformación total generó fue la barra de metal con prótesis de PMMA, ver (Figuras 5 A y B).

Figuras 5 A y B. Zonas de menor estrés, tensión y deformación en modelos de implantes según la barra y su prótesis: A) Barra no seccionada de metal con prótesis de zirconia. B) Barra seccionada de metal con prótesis metal PMMA



Figuras propias

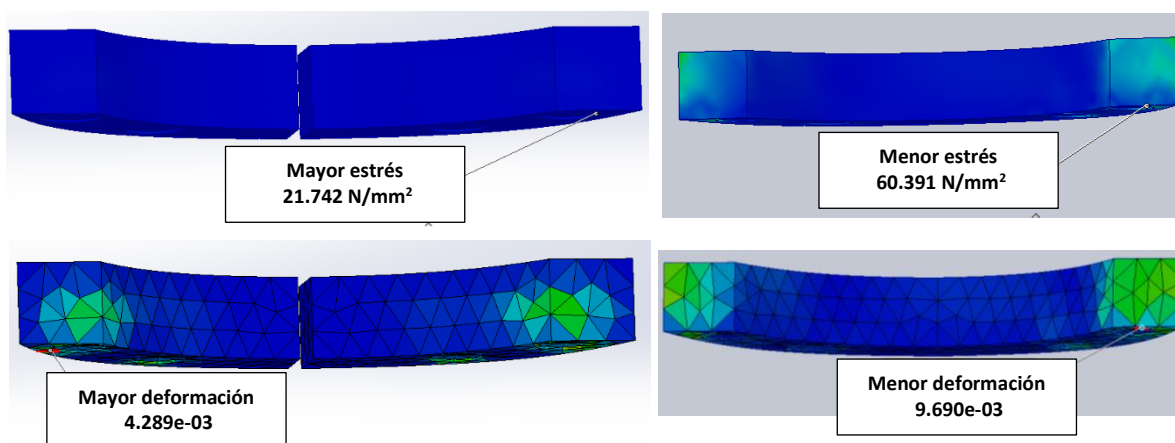
Por último, se comparó el estrés, tensión y deformación en ambos grupos de barras simuladas en PEEK para evaluar cuál tuvo el menor y mayor desempeño ante las cargas expuestas, ver (Tabla 8).

Tabla 8. Barras PEEK en estructura no segmentada y segmentada

	Modelo	Estrés y tensión (MPa)		Deformación	
		Max	Min	Max	Min
Estructura No Segmentada	PMMA	45.560	0.316	7.452e-03	1.926e-05
	Metal Porcelana	60.391	0.191	9.690e-03	6.363e-05
	Zirconia	30.512	0.044	5.116e-03	1.548e-05
Estructura Segmentada	PMMA	37.068	0.023	5.009e-03	1.286e-05
	Metal Porcelana	59.929	0.088	8.409e-03	4.098e-05

Fuente propia

Por lo que la de mayor desempeño fue la barra segmentada de PEEK con la prótesis de zirconia ya que obtuvo el menor valor en cuanto al acumulo de estrés y tensión en la estructura. Por otro lado, la de menor desempeño fue la barra no segmentada de PEEK con prótesis de metal porcelana debido a que presentó el mayor acúmulo de estrés y tensión, así mismo el valor mayor en deformación de la estructura, ver (Figuras 6 A y B).



6A. Barras que presentaron el mayor desempeño.

6B. Barras que presentaron el menor desempeño.

Figuras propias

18. Discusión

En esta investigación se evaluó el estrés, tensión y deformación que sufre una estructura de PEEK empleada como barra para sobredentaduras implantosoportadas con diferentes diseños protésicos.

Además, se decidió la implementación del análisis de elementos finitos debido a que este es un método no invasivo y permite hacer la modelación en 3D tanto de estructuras anatómicas, así como el modelado de estructuras protésicas. Con este método se logra dar a cada una de las estructuras los valores correspondientes al tipo de material o tejido, tratando de tener la mayor exactitud posible y así garantizar una correcta fiabilidad. De igual manera los tejidos y estructuras fueron sometidos a cargas similares a las situaciones en vivo, esto para emular una condición natural a la que se someterían las prótesis.

Las simulaciones de los modelos 3D fueron ejecutadas en el programa SolidWorks, en el que se evaluó el estrés, tensión y deformación de cada estructura, arrojando como resultado valores en una escala de mayor a menor, así como esquemas con escala de colores.

En este estudio se optó por utilizar un polímero como sustituto del metal, en específico el PEEK, debido a su comportamiento biomecánico, basado en el estudio reportado por El-Anwar et al., (13) quienes compararon el rendimiento de este polímero con el metal utilizado como barra.

Se analizaron 12 modelos con diferentes tipos de materiales (metal-porcelana, PMMA, zirconia) con el fin de evaluar los materiales que se utilizan de manera cotidiana para la confección de las sobredentaduras implantosoportadas y comparar el comportamiento biomecánico de cada una.

La principal estructura que presentó mayor estrés y tensión fue la barra de metal con la prótesis de metal porcelana, mientras que la que presentó mayor deformación fue la barra de PEEK. Esto coincide con los resultados reportados por El-Anwar et al., (13) quienes observaron que la barra de PEEK era la que presentaba mayor deformación, pero menor estrés y tensión a lo largo de la estructura, esto debido a que el módulo de elasticidad de PEEK es mayor al de los otros materiales más

rígidos. A diferencia del estudio reportado por Villefort et al., (29) demostraron que las barras con bases poliméricas eran las que mayor estrés acumulaban en su estructura.

Con respecto a las tensiones recibidas en el hueso mandibular en esta investigación, se observó que, el modelo que más transmitió estrés, tensión y deformación fue la barra metálica, así mismo Villefort et al., (29) observaron que, a mayor incremento en la rigidez del material estructural, mayor tensión y estrés transmitido a los tejidos periimplantares y, al contrario, al tener un mayor módulo de elasticidad la estructura absorbía toda la tensión y estrés, dando como resultado menor transmisión a hueso.

Por otra parte, el estrés, tensión y deformación recibida por los implantes a través de la estructura, la presente investigación arrojó que el modelo que registró las mayores cifras fue el modelo que presentaba la barra de PEEK esto debido al módulo de elasticidad, lo cual concuerda por lo descrito en el estudio de Ahmed et al., (31) quienes describieron que las estructuras más rígidas fueron las que menor estrés y tensión transmitieron a los implantes mientras que la estructura de PEEK fue la que mayor estrés y tensión transfirió a los implantes.

Por su parte, El-Anwar et al., (13) así como Villefort et al., (29) describieron en ambas investigaciones que el uso del PEEK como estructura para prótesis implantosoportadas reduce el estrés, tensión y deformación recibida por el hueso, pero a su vez, disminuye la resistencia biomecánica de la misma estructura. Sin embargo, en el estudio presentado por Abdraboh et al., (31) realizado en pacientes observaron que las prótesis que menor desgaste presentaron fueron aquellas que estaban realizadas con una estructura de PEEK y aditamentos con el mismo material, al contrario del metal, que presentó la mayor cantidad de prótesis con desajustes.

En esta investigación se observó que el uso de PEEK como material para estructuras implantosoportadas es una buena alternativa para el reemplazo del metal, debido a que presenta las menores cantidades en cuanto a estrés, tensión y deformación transmitida al hueso. A pesar de que este material presentó los valores

máximos de deformación el material no presenta un cambio significativo en cuanto a la resistencia del material, permitiendo así, considerarlo como alternativa.

Es importante destacar que, en esta investigación, se presentaron limitaciones, debido a que, en la literatura, los módulos de elasticidad y de Poisson pueden variar, además, los modelos reproducidos en Solidworks, son modelos que se asemejan a la realidad, mas no son 100% fiables y dependen de la habilidad del personal para manejar tanto los programas de diseño como los programas de simulación ya que la modelación de las estructuras debe ser lo más fidedigna a la realidad.

Esta investigación permite hacer consciente al clínico acerca de las diferentes alternativas en cuestión de los diferentes materiales que se pueden usar en el campo protésico, así mismo, evaluar al paciente y clasificarlo según sus necesidades, para tener una mejor comprensión sobre qué configuración protésica seria la ideal para su caso.

Por lo tanto, este tipo de investigaciones son un precedente para ampliar el panorama y generar nuevo conocimiento en el que se considere al PEEK dentro de otros campos de las prótesis dentales.

19. Conclusión

- El PEEK funciona como alternativa al metal para la fabricación de barras en sobredentaduras implantosoportadas.
- El tipo de material de las barras o estructuras protésicas no afecta en el comportamiento biomecánico del hueso.
- Se demostró que, a mayor rigidez del material de la barra, mayor es el estrés y deformación que se trasmite a los tejidos periimplantales.
- Se confirmó que el PEEK es un polímero con alto índice de deformación ante las cargas empleándolo como estructura para sobredentaduras. Debido a esto se recomienda utilizarlo como barra segmentada ya que fue el modelo que mejor resultados obtuvo en su comportamiento mecánico.

20. Bibliografía

1. Pengpid S, Peltzer K. The prevalence of edentulism and their related factors in Indonesia, 2014/15. BMC Oral Health. 2018 Dec;318(1):118.
2. Oliveira E, Alves L, Santos J. Edentulism and all-cause mortality among Brazilian older adults: 11-years follow-up. Community Dent Health. 2020 Apr;34(46):6-1
3. Carlsson Ge. Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. J Oral Rehabil. 2010 Feb;37(2):143–56.
4. Burns DR. Mandibular Implant Overdenture Treatment: Consensus and Controversy. In: Journal of Prosthodontics on Dental Implants. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2015. p. 77–86.
5. Bueno-Samper A. Hernández-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010; e375–8.
6. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res. 2016 Jan 1;60(1):12–9.
7. Schwitalla A, Mü WD. PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. Journal of Oral Implantology 2013 Dec;39(6)749-743.
8. Keith J. Ferro SMMCFD. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent. 2017 May;117(5):C1-e105.
9. Riaz W, Aslam A, Aziz S. Dental Prosthesis: Assessment of Grades of Failures of Conventional Fixed Dental Prosthesis Based on Severity. The Professional Medical Journal. 2018 Aug 13;25(08):1261–4.
10. Alghamdi Hs, Jansen Ja. The development and future of dental implants. Dent Mater J. 2020 Mar27;39(2):167–72.
11. Randolph R. Resnik. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4ta edición. Canada: ELSEVIER; 2021. 489. Principios de la planeación de tratamiento.
12. Les K. Implant-Supported Milled Bar Overdenture. The Journal of Implant and Advance Clinical Dentistry. 2016 Dec;8(8):39-1.
13. El-Anwar M, Aboelfadl A. Comparing different bar materials for mandibular implant-supported overdenture: Finite-element analysis. Indian Journal of Dental Research. 2019;30(5):716.
14. Nassar HI, Abdelaziz MS. Retention of bar clip attachment for mandibular implant overdenture. BMC Oral Health. 2022 Dec 9;22(1):227.

15. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug 13;16(1):26–35.
16. López-Pérez A, Gómez-Polo M, Serrera-Figallo MA, et al. Finite element analysis of stress distribution in metal and PEEK bar systems for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.* 2022;128(5):568-575. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.10.009.
17. Acharya PH, Patel VV, Duseja SS, Chauhan VR. Comparative evaluation of peri-implant stress distribution in implant protected occlusion and cusally loaded occlusion on a 3 unit implant supported fixed partial denture: A 3D finite element analysis study. *J Adv Prosthodont.* 2021;13(2):79.
18. Vargas AP. Yáñez B. Monteagudo CA. *Periodontología e Implantología.* 2a ed. Cd de México: Editorial Medica Panamericana; 2022. 68-48.
19. Alghamdi H. Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *J Funct Biomater.* 2018 Jan 13;9(1):7.
20. Manea A, Bran S, Dinu C, Rotaru H, Barbur I, Crisan B, et al. Principles of biomechanics in oral implantology. *Napoca Biodent 2019 MEDICINE AND PHARMACY REPORTS.* 2019;92(3):14–9.
21. Lin PJ, Su KC. Biomechanical Design Application on the Effect of Different Occlusion Conditions on Dental Implants with Different Positions-A Finite Element Analysis. 2020 abril;10(5826): 16-1.
22. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018 Feb 16;97(2):140–7.
23. Al-Thobity AM, Alsalman A. Flexural properties of three lithium disilicate materials: An in vitro evaluation. *Saudi Dent J.* 2021 Nov;33(7):620–7.
24. Díez-Pascual AM. PMMA-Based Nanocomposites for Odontology Applications: A State-of-the-Art. *Int J Mol Sci.* 2022 Sep 7;23(18):10288.
25. Jagota V, Aman P, Khushmeet K. Finite Element Method: An Overview. *WALAILAK JOURNAL.* 2013 Jan 26;10(1): 1-8
26. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014 Sep;4(3):200–3.
27. Frisardi G, Barone S, Razionale A v, Paoli A, Frisardi F, Tullio A, et al. Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis. *Head Face Med.* 2012 Dec 29;8(1):18.

28. Abdraboh A, Elsyad M, Mourad S, Alameldeen H. Milled Bar with PEEK and Metal Housings for Inclined Implants Supporting Mandibular Overdentures: 1-Year Clinical, Prosthetic, and Patient-Based Outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020 Sep;35(5):982–9.
29. Villefort RF, Diamantino PJS, Zeidler SLV von, Borges ALS, Silva-Concílio LR, Saavedra G de Siqueira FA, et al. Mechanical Response of PEKK and PEEK As Frameworks for Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Eur J Dent*. 2022 Feb 24;16(01):115–21.
30. Sharaf MY, Eskander A, Afify M. Novel PEEK Retentive Elements versus Conventional Retentive Elements in Mandibular Overdentures: A Randomized Controlled Trial. *Int J Dent*. 2022 Feb 28;2022: 1–9.
31. Ahmed M. Sayed, Ibrahim A Abdelazim. Effect of different framework materials on stresses induced at the implant/bone interface in all-on-four implant treatment concept: three-dimensional finite element analysis. *Tanta Dental Journal*. 2022 Sep 14;19:105–9.
32. Khalil K, Tohmé M, Khoury R, et al. Stress distribution in implant-supported overdentures with PEEK and titanium bar attachments: A finite element study. *J Biomech*. 2021;118:110257. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.110257.
33. Dikici F, Yilmaz B, Aslan Y, et al. A comparative finite element analysis of metal and PEEK bar attachments for implant-supported overdentures: Stress distribution and biomechanical considerations. *Clin Oral Implants Res*. 2023;34(3):238-245. doi: 10.1111/clr.13845.
34. Sarmiento G, Barbosa R, Barbosa C, et al. Stress and strain distribution in implant overdenture bar systems: Comparison of metal and PEEK materials using finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;108:103746. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103746.
35. Mello C, de Oliveira MT, Bezerra F, et al. Evaluation of stress distribution in titanium and PEEK bars for implant-retained overdentures: A finite element analysis. *J Prosthodont*. 2021;30(7):652-658. doi: 10.1111/jopr.13245.
36. Zhang Y, Liu H, Wang Q, et al. Finite element analysis of stress distribution in PEEK and titanium bars for implant-supported overdentures: A comparative study. *J Prosthet Dent*. 2023;130(2):144-151. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.12.005.
37. Ozturk S, Kara D, Gulsoy M, et al. Stress and strain analysis in PEEK and titanium bar systems for implant-supported overdentures: A finite element study. *J Biomech*. 2023;139:111320. doi: 10.1016/j.jbiomech.2023.111320.

38. Tiwari S, Soni A, Singh A, et al. A comparative finite element study on stress distribution in metal and PEEK bar attachments for implant-supported overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2024;118:104345. doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.104345.
39. Lima J, Pereira F, Rocha F, et al. Finite element analysis of implant-supported overdenture systems with PEEK and metal bars: A biomechanical comparison. *J Prosthodont*. 2024;33(3):213-220. doi: 10.1111/jopr.13789.

19. ANEXOS

ANEXO 1. Valores de deformación, estrés y tensión para cada estructura en modelos simulados sobre cuatro implantes utilizando el análisis tridimensional de elementos finitos.

GRUPO 1	Estructura ferulizada 1-pieza		Estructura segmentada 2-piezas	
	Axial	Noaxial	Axial	Noaxial
Dirección de la fuerza	-	-	-	-
Deformación total (mm)	-	-	-	-
Máximo Estrés Von Mises (Mpa)	-	-	-	-
Mínimo Estrés Von Mises (Mpa)	-	-	-	-
Máxima Tensión Von mises (Mpa)	-	-	-	-
Mínima Tensión Von mises (Mpa)	-	-	-	-

Anexo 2. Datos necesarios para el programa SolidWorks.

Material	Características físicas
Peek	Densidad: 1.32 g/cm ³ Módulo Young: 4000 MPa Coeficiente Poisson: 0.39
PMMA	Densidad: 1.19 g/cm ³ Módulo Young: 3300 MPa Coeficiente Poisson: 0.45
Metal Ni-Co-Cr	Densidad: 8.5 g/cm ³ Módulo Young: 200000 MPa Coeficiente Poisson:
Zirconia	Densidad: 6.49 g/cm ³ Módulo Young: 205000 MPa Coeficiente Poisson: 0.31
Porcelana	Densidad: 8.5 g/cm ³ Módulo de Young: 212 MPa Coeficiente de Poisson: 0.31