

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO
MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL

**“Comparación del comportamiento biomecánico de la barra única y
seccionada durante la deflexión mandibular para sobredentaduras de
acrílico sobre cuatro implantes”**

TESIS
PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN
REHABILITACIÓN ORAL.

PRESENTA:
C.D. Mayra Itzel Muro Peña
ID. 224450013

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

DIRECTOR METODOLÓGICO
D. en C.S. María de los Angeles Moyaho Bernal
ID. 100289266

DIRECTOR DISCIPLINARIO
M.E.I Alejandro García Armenta
ID. 1005308444

LECTOR:
Dra. Abigail Flores Ledesma
ID. 100324622

Puebla, Puebla a Febrero de 2026

DICTAMEN DE APROBACIÓN DE TESIS

SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

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: 2024267 Fecha de Registro ante CIFE: jueves 08 de agosto del 2024.

Título de la Tesis: "Comparación del comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada durante la deflexión mandibular para sobredentaduras de acrílico sobre cuatro implantes".

Nombre del estudiante: Mayra Itzel Muro Peña. Matrícula: 224450013.

Domicilio: Ingenieros Civiles 9989-12 Coto Uno, Chapultepec 10ma sección, Tijuana, B.C.

No. Cel.: 664-333-1075 Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 08 de enero del 2024.

Firma: _____

Director de Tesis: MEI, Guillermo Franco Romero. Grado académico: Maestría en Estomatología Integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología. ID: 100294988. No. Cel. 222-212-0657.

Firma: _____

Director Disciplinario: MEI, Alejandro García Armenta. Grado académico: Maestría en Estomatología Integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología. ID: 100530844. No. Cel. 222-383-5339

Firma: _____

Director Metodológico: DC, María de los Angeles Moyoho Bernal. Grado académico: Doctor en Ciencias

Adscripción: Facultad de Estomatología. ID: 100289266. No. Cel. 222-278-8841

Firma: _____

Lector: Dra. Abigail Flores Leadesma Grado académico: Doctora en Ciencias con terminación en Biomateriales.

Adscripción: Facultad de Estomatología. ID: 100324622 No. Cel. 55-3737-6611

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación por parte del Responsable de la Maestría en Estomatología en Terminal en Rehabilitación Oral.

MEI, Guillermo Franco Romero,

Firma: _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado

Facultad de Estomatología,

Autoriza la impresión de la Tesis.

MEP. Gisela Nataly Robín de Celis Quintana



Fecha oficial de emisión: viernes 23 de enero del 2026.

Sello

OFICIO DE ACEPTACIÓN DE PROYECTO C.I.F.E.



Constancia No. FESIEP/CIFE/264/2024

MEI, Guillermo Franco Romero
Responsable del Proyecto de Investigación
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E

Sino este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo la glosa suscribe MEP Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, y tras un detenido análisis y evaluación en el Proyecto de Investigación (Colectivo):

Nombre del Título del Proyecto

"Comparación del comportamiento biomimético de la barra única y seccionada durante la deflexión mandibular para sobredentaduras de puentes sobre cunetas implantar"

Presentado por

No.	Cargos	Nombres	ID e/ff Matrikula
1	Responsable del Proyecto de Investigación *	MEI Guillermo Franco Romero	300284708
2	Director Disciplinario *	DC Mario de los Angeles Mojado Benjal	300284708
3	Director Metodológico	MEI Alejandro Garcia Armenta	30056034
4	Estudiante de Maestría en Estomatología Tercer semestre en Rehabilitación Oral	C. Mayra Izzi Luna Peña	234430115

HAGO CONSTAR que, ha sido oficialmente ACEPTADO. Este relevante proyecto, ha sido registrado ante el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología (C.I.F.E.), inscrita en el libro de registros No. 03, página 01, bajo el No. de asignación 2024067 en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica.

Para los fines legales que los interesados convaliden, y sin otro particular, reitero a usted mi más elevada y distinguida consideración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a jueves 08 de agosto de 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



C.c.p. Archivo

MCD. FMA/MEP. GARCIA

Secretaría de Investigación y
Estudios de Posgrado
Facultad de
Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 39 55 00
Ext. 5528

REPORTE DE SIMILITUD ANTI-PLAGIO



Página 2 de 56 - Descripción general de integridad

Identificador de la entrega: trmcsid::1:3477391477

10% Similitud general

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para ca...

Filtrado desde el informe

- Bibliografía
- Texto citado
- Coincidencias menores (menos de 14 palabras)

Fuentes principales

- 9%  Fuentes de Internet
- 0%  Publicaciones
- 8%  Trabajos entregados (trabajos del estudiante)

Marcas de integridad

N.º de alerta de integridad para revisión

-  **Texto oculto**
254 caracteres sospechosos en N.º de páginas
El texto es alterado para mezclarse con el fondo blanco del documento.

Los algoritmos de nuestro sistema analizan un documento en profundidad para buscar inconsistencias que permitirán distinguirlo de una entrega normal. Si advertimos algo extraño, lo marcamos como una alerta para que pueda revisarlo.

Una marca de alerta no es necesariamente un indicador de problemas. Sin embargo, recomendamos que preste atención y la revise.



Página 2 de 56 - Descripción general de integridad

Identificador de la entrega: trmcsid::1:3477391477

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla y al Programa de Maestría en Rehabilitación Oral por brindarme las herramientas y la formación académica. Hoy cierro una etapa que me retó, me transformó y me llena de orgullo; y lo hago con el corazón lleno de gratitud hacia todas las personas que creyeron en mí y me acompañaron a lo largo de este trayecto.

A mi director de tesis y coordinador, M.E.I. Guillermo Franco, gracias por acompañarme en cada paso que di, por guiarme en la elaboración de este proyecto, así como en el camino de este posgrado, por estar al pendiente de nosotros, no solo en lo académico, sino también en lo personal. A la Dra. María de los Angeles Moyaho, por su guía y aportaciones fundamentales para la culminación de este trabajo. Al Dr. Alejandro García Armenta, quien contribuyó a mi crecimiento profesional en la clínica y por ser parte esencial de este proyecto dirigiéndome en la elaboración y diseño de los modelos. Y, por último, a Lily, quien fue la encargada de la ejecución del análisis de elementos finitos.

DEDICATORIA

Con todo mi cariño dedico este proyecto a mis maestros, gracias por compartir su conocimiento, experiencia y vocación. A la Dra. Ana Ley, gracias por esos “apapachos” en los días difíciles, por cuidarnos y por convertirse en nuestra “mamá postiza”. Al Dr. Gerardo Quiroz y a la Dra. Karla Rodríguez, gracias por su entrega y por siempre impulsarme; fueron pieza clave en mi formación. Me ayudaron, me corrigieron, me exigieron (y sí, me regañaron), pero, sobre todo, estuvieron para mí en todo momento. Gracias por marcar mi formación tanto profesional como personalmente.

A mis compañeros, que se volvieron familia: “JC”, Fanny, Moni-s, Otmar, Diego y “KBK”, gracias por las risas, las pláticas, el apoyo en los días pesados, por la convivencia 24/7 y por todas aquellas reuniones que nos ayudaban a distraernos y hacían este proceso más llevadero. Y a quienes se unieron en nuestro segundo año: gracias por sumar, por compartir experiencias y por regalar aún más momentos que hoy me llevo conmigo.

A mi hermana, mi “roomie”, quien vino a hacerme compañía en esta aventura: gracias por ser mi cómplice, mi compañera de vida y por siempre echarme porras. A mi hermano, gracias por estar pendiente de mí y por tu apoyo constante, aún estando lejos.

A mis papás, gracias por ser el pilar de mi vida; gracias por creer en mí siempre, por su paciencia y su amor incondicional, por darme la oportunidad de crecer, de dejarme volar y vivir esta experiencia lejos de casa. Gracias, papás, por todo el apoyo, por todo el esfuerzo que esto conllevó y los sacrificios que hicieron para que yo pudiera llegar hasta aquí. Gracias por enseñarme el valor del esfuerzo y la perseverancia: son y serán siempre mi ejemplo a seguir. Este logro también es suyo.

Y, por último, un agradecimiento muy especial, a mi futuro esposo: gracias por tu amor y apoyo incondicional, por tu paciencia, por impulsarme a cumplir esta meta y creer en mí. Gracias por escucharme en mis días difíciles, por comprenderme en todo este proceso, por darme fuerza y motivación. Gracias por acompañarme en este camino, aun a la distancia, y por cada viaje que hiciste para verme y estar conmigo. Gracias por siempre estar.

A todos ustedes, mi más profundo agradecimiento.

ÍNDICE GENERAL

DICTAMEN DE APROBACIÓN DE TESIS	iii
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN	iv
OFICIO DE ACEPTACIÓN DE PROYECTO C.I.F.E.....	v
REPORTE DE SIMILITUD ANTI-PLAGIO.....	vi
AGRADECIMIENTOS	vii
DEDICATORIA.....	viii
ABREVIATURAS.....	xiv
3. RESUMEN	1
PALABRAS CLAVE:	2
4. INTRODUCCIÓN	3
5. ANTECEDENTES	5
5.1 ANTECEDENTES GENERALES.....	5
IMPLANTES	5
TÉCNICA DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES ALL ON FOUR.....	8
PRÓTESIS TOTAL.....	10
SOBREDENTADURAS	10
ADITAMENTOS.....	11
BIOMECÁNICA	13
MANDÍBULA.....	14
DEFLEXIÓN MANDIBULAR.....	15
ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO	16
5.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.....	18
6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	22
6.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	22

7. JUSTIFICACIÓN	23
8. HIPÓTESIS	24
9. OBJETIVOS	25
9.1 OBJETIVO GENERAL	25
9.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
10. MATERIALES Y MÉTODOS	26
10.1. Diseño del estudio:	26
10.2 Muestra:.....	26
10.3 Criterios de selección	26
10.3.1 Inclusión	26
10.3.2 Exclusión.....	26
10.3.3 Eliminación.....	26
10.4 VARIABLES.....	27
10.5 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL	27
10.6 CONCORDANCIA Y FIABILIDAD	28
10.7 PROCEDIMIENTOS	29
INSTRUMENTOS	32
Análisis de elementos finitos	32
10.8 DIAGRAMA DE FLUJO	33
10.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	34
11. BIOÉTICA	35
12. RESULTADOS.....	36
13. DISCUSIÓN	44
14.CONCLUSIÓN	50
15. BIBLIOGRAFÍA	51

ANEXOS	56
ANEXO 1.	56
ANEXO 2.	56
ANEXO 3.	57
Anexo 4.	57
Anexo 5.	57

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Estructura de un implante dental.....	6
Figura 2 Forma del implante dental Straumann Bone Level.....	8
Figura 3 Conexión interna CrossFit®	9
Figura 4 Sobredentadura soportada por implantes en técnica All on four.....	10
Figura 5 Diseños de Barras para sobredentaduras	11
Figura 6 Modelado de la Mandíbula	29
Figura 7 Diseños de Barra.....	29
Figura 8 Implantes Straumann en Técnica All on Four.....	30
Figura 9 Acercamiento al Implante y Multiunit.....	30
Figura 10 Modelado de Sobredentadura de Acrílico	30
Figura 11 Colocación de Implantes en Mandíbula	31
Figura 12 Modelo de mandíbula en el programa de simulación.....	36
Figura 13 Implantes Straumann en el programa de Simulación.....	36
Figura 14 Localización de las tensiones máxima y mínima en la mandíbula con barra segmentada.	37
Figura 15 Localización de las tensiones máxima y mínima de los implantes con barra segmentada.	38
Figura 16 Localización de las tensiones máxima y mínima de los implantes con barra completa.....	38
Figura 17 Localización de las tensiones máxima y mínima en las prótesis.....	39
Figura 18 Localización de las tensiones máxima y mínima en los distintos diseños de barras.....	39
Figura 19 Escala de deformación (ESTRN).	40
Figura 20 Localización de deformación máxima y mínima en la mandíbula con barra segmentada.	41
Figura 21 Localización de las tensiones máxima y mínima de los implantes con barra segmentada.	41
Figura 22 Localización de los valores de deformación máxima y mínima de los implantes con barra completa.	42

Figura 23 Localización de las tensiones máxima y mínima en las prótesis.....	42
Figura 24 Localización de las tensiones máxima y mínima en los distintos diseños de barras.	43

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Composición y propiedades de las aleaciones de Titanio utilizadas en implantes.....	7
Tabla 2. Características de los implantes Straumann®	7
Tabla 3. Comportamiento biomecánico de los dientes e implantes	14
Tabla 4. Valores máximos y mínimos de tensión en los distintos diseños de barras....	37
Tabla 5. Valores Máximos y Mínimos de deformación ESTRN en los distintos diseños de barras.	40

ABREVIATURAS

Ag- Pd : Plata-paladio

Co-Cr: Cromo-cobalto

FEA: Análisis de elementos finitos

MPa: Megapascal

µm: Micra

N: Newtons

Ti: Titanio

“Comparación del comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada durante la deflexión mandibular para sobredentaduras deacrílico sobre cuatro implantes”

3. RESUMEN

La presente investigación tuvo como objetivo comparar el comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada durante la deflexión mandibular para sobredentaduras deacrílico sobre cuatro implantes mediante el método de análisis de elementos finitos.

Se evaluaron las zonas de mayor estrés, tensión y deformación durante la flexión mandibular describiendo las zonas en las que existió mayor o menor tensión, estrés y deformación, así como la diferencia que existe en estos dos diseños. El planteamiento de la hipótesis fue: la tensión, estrés y deformación durante la deflexión mandibular en una estructura implantosoportada es menor al utilizar una barra segmentada sobre cuatro implantes en comparación con una barra única.

Los resultados obtenidos permiten identificar las zonas que sufren mayor tensión, estrés y deformación bajo una carga de masticación promedio. Se observó que la deflexión mandibular registró mayor tensión en el área de cóndilos con respecto a la sínfisis mentoniana al momento de solamente ejercer la fuerza y la deformación máxima se observó en línea media a nivel de la sínfisis. Los implantes con barra completa sufrieron mayor tensión y deformación en comparación con los implantes de la barra seccionada y la tensión máxima fue localizada en los implantes distales. Los implantes en ambos diseños de barra reflejaron la tensión y deformación máxima a nivel del ápice y la tensión y deformación mínima a nivel del aditamento. En tanto a los valores obtenidos en la prótesis, la prótesis deacrílico con barra segmentada sufre menos tensión que la prótesis de barra completa, siendo de 7.079 N/mm^2 y 12.812 N/mm^2 , respectivamente. Sin embargo, la tensión máxima fue localizada en la parte media en ambos casos. Existe mayor tensión en las barras segmentadas que en las barras completas, pero los resultados se muestran muy similares, 1.636 N/mm^2 en la barra segmentada y 1.465 N/mm^2 en la barra única. Por último, existe mayor deformación en la barra completa que en la barra segmentada, pero de igual manera los resultados son similares registrándose

$3.727e^{-03}$ en la barra completa y $2.697e^{-03}$ en la barra segmentada. Estos resultados aportan evidencia que respalde la elección del diseño protésico, así como muestra el comportamiento biomecánico de los dos diseños frecuentemente utilizados en la rehabilitación.

PALABRAS CLAVE: implante, flexión mandibular, tensión, estrés, deformación, sobredentadura.

4. INTRODUCCIÓN

En el área de la odontología la restauración de la función masticatoria en pacientes desdentados ha experimentado una notable evolución gracias al desarrollo tecnológico que existe actualmente y a la utilización de implantes para mejorar su calidad de vida. Los pacientes edéntulos que son rehabilitados de manera convencional frecuentemente se enfrentan a dificultades al usar la prótesis, por lo que el uso de implantes dentales ha demostrado ser un tratamiento con alto índice de éxito y aceptación.

La mandíbula presenta un patrón complejo en su comportamiento denominado deflexión mandibular debido principalmente a su forma anatómica y sus inserciones musculares; siendo éste un fenómeno crucial en la dinámica de masticación. Existen investigaciones en la literatura en las cuales se menciona que la contracción de los músculos pterigoideos laterales durante los movimientos de apertura y protrusión producen que la mandíbula se flexione deslizando los cóndilos hacia adelante y hacia abajo disminuyendo la distancia entre las ramas derecha e izquierda de la mandíbula. Como resultado de esta deformación, durante la función masticatoria, al recibir cargas pueden existir tensiones que dañen el tratamiento.

El éxito a largo plazo de un tratamiento se basa en tomar en cuenta todos los factores que influyen de manera directa o indirecta en el tratamiento como la colocación de los implantes, el diseño de la estructura interna, la prótesis y la biomecánica mandibular. Un buen diseño y planeación evitará futuras complicaciones como el aflojamiento o fractura de tornillos, pérdida de hueso cresta alrededor de los implantes o fractura de la prótesis.

Actualmente existen diversas maneras de rehabilitar a un paciente desdentado, estas variaciones dependen de la planeación quirúrgica, el número de implantes que se utilizarán y el diseño protésico que se adapte a la situación del paciente. El uso de sobredentaduras implantosoportadas brinda un mejor soporte y estabilidad a la prótesis en comparación con las prótesis convencionales, además, ayuda al paciente a mantener una mejor higiene oral y brinda mayor confort.

Existe poca literatura que aborde el tema sobre la tensión a la cual están sometidas las estructuras y prótesis sobre implantes con los distintos diseños en los componentes tanto protésicos como en los tejidos periimplantares. Comprender a profundidad la interacción entre implantes, estructuras protésicas y la respuesta mandibular ante la carga funcional es esencial para mejorar la predictibilidad y longevidad de los tratamientos en la rehabilitación.

Por lo que el objetivo de esta investigación es comparar el comportamiento biomecánico en dos tipos de estructuras: barra única y seccionada durante el fenómeno de deflexión mandibular para sobredentaduras de acrílico sobre cuatro implantes.

5. ANTECEDENTES

5.1 ANTECEDENTES GENERALES

La rehabilitación oral busca restaurar la forma y función del aparato masticatorio no solo reparando defectos sino regresándolo al estado más parecido al natural y para ello, se han utilizado diversos tipos de prótesis. Las prótesis reemplazan uno o más dientes de cualquier arcada¹.

Se pueden clasificar como fijas o removibles.

Prótesis fija: cualquier prótesis que está colocada sobre dientes o implantes que no puede ser removida por el paciente¹.

Prótesis removable: cualquier prótesis cuya finalidad es reemplazar alguno o todos los dientes faltantes; ésta puede ser insertada y retirada fácilmente por el paciente. Incluye prótesis dentales parciales, completas o sobredentaduras².

En pacientes edéntulos, la rehabilitación con implantes brinda una mayor estabilidad de la prótesis y aunado a esto, el uso de sobredentaduras le ayuda a mantener una mejor higiene oral.

IMPLANTES

Se definen como un dispositivo protésico elaborado regularmente de titanio colocado estrechamente en contacto con los tejidos orales, por debajo de los tejidos blandos y sobre o dentro de hueso, proporcionando retención y soporte a una prótesis dental¹. El implante soporta la prótesis frecuentemente mediante pilares y otros componentes, ver (Figura 1). La rehabilitación con implantes dentales se considera una opción exitosa para restaurar un arco edéntulo³.

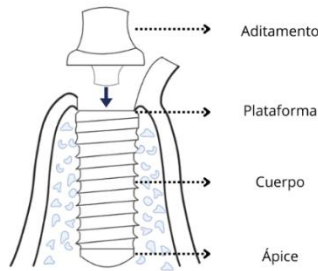


Figura 1 Estructura de un implante dental.

El pilar o aditamento está conectado al implante mediante un tornillo de pilar. En este ejemplo, la corona artificial se cementa al aditamento. El diagrama muestra una interfaz implante-pilar.

Imagen Propia

El Titanio (Ti) y sus distintas aleaciones es el metal más utilizado para la elaboración de implantes dentales debido a sus buenas propiedades mecánicas, como lo son su baja densidad (4.5 g/cm^3) y su excelente compatibilidad al estar en contacto estrechamente con el hueso⁴.

La aleación más utilizada es conocida como “Titanio Puro” y se encuentra disponible en cuatro grados numerados del 1 al 4, ver (Tabla 1), según su pureza y el procesamiento del contenido de oxígeno, ya que estos elementos tienen un efecto en las propiedades mecánicas y físicas del metal⁵.

La diferencia entre cada grado depende de la resistencia a la corrosión, la ductilidad y la resistencia que este metal posea. El Ti grado 4 contiene mayor cantidad de oxígeno (alrededor del 0,4%) y la mejor resistencia mecánica, por esta razón es el grado más utilizado para la elaboración de implantes⁵.

El Ti es considerado un estándar de oro en la implantología oral debido a sus propiedades físico-químicas y a su excelente biocompatibilidad. Existe evidencia científica que menciona que el Ti grado 4 es altamente seguro y exitoso⁵.

Tabla 1. Composición y propiedades de las aleaciones de Titanio utilizadas en implantes.

Grado	1	2	3	4	Ti6Al4V
Ti	99%	99%	99%	99%	90%
Oxígeno	0.18%	0.25%	0.35%	0.4%	0.2% máx.
Hierro	0.2%	0.2%	0.2%	0.3%	0.25%
Nitrógeno	0.03%	0.03%	0.05%	0.05%	-
Hidrogeno	0.15%	0.15%	0.15%	0.15%	-
Carbono	0.1%	0.1%	0.1%	0.1%	-
Fuerza de tensión (MPa)	240	340	450	550	900
Fuerza (MPa)	170	275	380	480	850
Elongación (%)	24	20	18	15	10

Tomado del autor: John W. Nicholson ⁵

Tabla 2. Características de los implantes Straumann®

Casa comercial	Material	Longitudes disponibles	Diámetros endóseos (plataforma)	Modelos
Straumann®	Titanio Straumann® (Grado 4)	6 - 16mm	Ø2.9 mm Ø3.3mm Ø4.1mm Ø4.8mm	Implante Straumann® Standard (S), Implante Straumann® Standard Plus Narrow Neck CrossFit® (NNC), Implante Straumann® Standard Plus (SP), Implante Straumann® Tapered Effect (TE), Implante Straumann® Standard Plus Short (SPS), Implante Straumann® Bone Level (BL), Implante Straumann® Bone Level Tapered (BLT)

Información tomada de la ficha técnica de implantes Straumann®.

Los implantes dentales Straumann® son atornillados con una superficie de anclaje óseo sometida a un arenado de grano grueso y tratada con ácido. Estos implantes son elaborados a base de Ti grado 4, y se encuentran en el mercado en distintos diámetros y longitudes, ver (Tabla 2), por lo que los convierte en un excelente material de elección⁶.

Los implantes Straumann® Bone Level son adecuados para tratamientos de nivel óseo en combinación con cicatrización transgingival o subgingival. La superficie rugosa del implante se extiende hasta la parte superior y la conexión se desplaza hacia dentro. El implante Bone Level posee una conexión cónica-cilíndrica llamada CrossFit®. Un contorno exterior cilíndrico y un paso de rosca de 0.8 mm que se estrecha en la parte coronal del implante proporcionan una excelente estabilidad primaria⁶, ver (Figura 2).

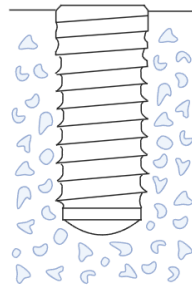


Figura 2 Forma del implante dental Straumann Bone Level.

Implante dental Straumann Bone Level, caracterizado por ser cilíndrico estrechándose un poco en la parte apical.
Imagen propia.

Tradicionalmente, la colocación de implantes dentales se realiza con una serie consecutiva de fresas quirúrgicas (según las instrucciones del fabricante) para preparar el lecho implantario y que éste se ajuste exactamente a las dimensiones del implante. Sin embargo, se han propuesto distintos protocolos de implantación para aumentar la estabilidad del implante, especialmente cuando las condiciones de la calidad ósea son limitadas⁷.

La rehabilitación de un implante puede ser mediante prótesis fijas o removibles en función de la necesidad de cada paciente y, además, se pueden clasificar como prótesis parciales o totales.

TÉCNICA DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES ALL ON FOUR

La técnica de colocación “All on four” consiste en la colocación de dos implantes en la zona anterior de la mandíbula paralelos o axiales y dos implantes en la zona posterior inclinados distalmente sosteniendo sobre 4 implantes la restauración. Esta posición permite ampliar la distribución contribuyendo a la longevidad de las rehabilitaciones⁸.

Este concepto ha sido implementado para evitar con éxito daños, como por ejemplo daños al nervio alveolar inferior en el caso de la mandíbula, así como para reducir la longitud de los volados de la prótesis definitiva. Además, los implantes inclinados aumentan la longitud del implante que es insertada en el hueso lo que permite utilizar implantes de longitud estándar (>10 mm), aumentando sustancialmente el área de contacto hueso-implante⁹.

El tratamiento “All on four” influye en las distribuciones de tensión en un implante y el hueso circundante cuando se aplican cargas oclusales en los caninos, premolares y regiones molares⁹.

La rehabilitación de los implantes consta de un aditamento adicional fabricado para sustituir uno o más dientes a la medida del paciente. Este aditamento es colocado sobre el implante por medio de la conexión interna que el implante posee. A la conexión interna de los implantes Straumann® se le conoce como conexión CrossFit®. Esta conexión se ajusta por fricción de bloqueo mecánico cónico-cilíndrico de 15° con cuatro ranuras internas, ver (Figura 3), ofrece una excelente estabilidad a largo plazo en todas las condiciones de carga y ayuda a la problemática de aflojamiento de tornillos⁶.

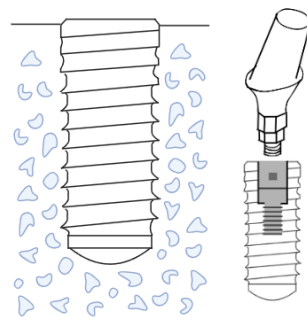


Figura 3 Conexión interna CrossFit®

La Conexión interna CrossFit® se caracteriza por 4 ranuras internas que se ajustan por fricción.

Imagen propia.

PRÓTESIS TOTAL

La prótesis total es un tipo de prótesis que reemplaza, como su nombre lo indica, en su totalidad los dientes y tejidos blandos que los pacientes han perdido por alguna razón. Este tipo de prótesis permite que los pacientes recuperen su función y estética¹.

SOBREDENTADURAS

Son un tipo de prótesis dental removible que cubre y está parcialmente soportada por dientes naturales remanentes, raíces de los dientes, implantes dentales y mucosa¹ ver (Figura 4). Este tipo de prótesis incrementa la función masticatoria y aumenta la satisfacción del paciente ya que brinda una mayor retención, soporte y estabilidad de la prótesis en comparación con las dentaduras convencionales¹⁰.

La sobredentadura en implantes se ha convertido en una opción exitosa para la rehabilitación de la arcada completamente edéntula. Para poder colocarla sobre implantes es necesario apoyarse de aditamentos que sostengan la prótesis.

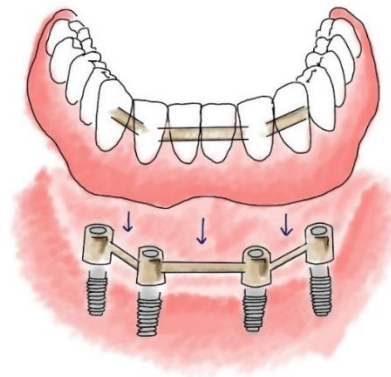


Figura 4 Sobredentadura soportada por implantes en técnica All on four.
Imagen propia.

ADITAMENTOS

Existen distintos aditamentos en el mercado que ayudan a rehabilitar una sobredentadura, los cuales se pueden clasificar como no ferulizados (bola o perno, imán, locators y accesorios telescópicos) y los ferulizados (aditamentos en barra y en clip)¹¹.

Cada sistema de fijación tiene un retenedor que consiste en un receptáculo metálico (conector hembra) y una parte ajustada (macho), donde un componente es insertado dentro de la superficie interna de la prótesis y el otro esa conectado al implante³.

La barra constituye un excelente sistema de anclaje ya que proporciona mayor retención, ya que permite un mejor equilibrio de fuerzas por su efecto ferulizador. Además, su uso permite corregir desparalelismos severos. Los elementos de retención o clips son intercambiables y pueden ser reactivados. Las barras deben ser paralelas al eje de rotación, rectas y deben ser colocadas entre 1 y 2 mm de la cresta alveolar¹².

Existen diferentes diseños de barras como la barra Ackermann (forma esférica), ver (Figura 5), barra Dolder (forma ovoide o "U") y barra Hader (forma de ojo de cerradura). Además, existen sobredentaduras con barras fresadas implantosoportadas. Estas barras cuentan con fijaciones de precisión y anclaje rígido y son elaboradas mediante fundición, electroerosión o CAD/CAM¹².

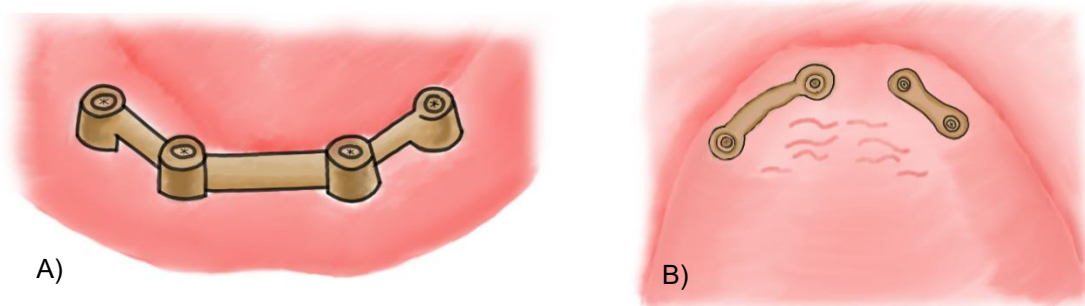


Figura 5 Diseños de Barras para sobredentaduras

- A) Barra única tipo Ackerman, caracterizada por ser de forma esférica.
- B) Barra seccionada tipo Dolder caracterizada por ser de forma ovoide.

Imagen propia.

El espacio ideal para la colocación de sobredentaduras con barra sobre implantes consiste en un espacio mínimo de 13 a 14 mm entre la plataforma del implante y el plano incisal. De este espacio se deben prever 4 mm para la fijación de la barra manteniendo un espacio higiénico de 1 mm por debajo de ella. Otro requisito es una distancia adecuada entre implantes de al menos 10 a 12 mm¹³.

Las barras son fabricadas regularmente de diversos metales y aleaciones. En el pasado se utilizaban aleaciones de oro, pero debido al costo y flexibilidad este material entro en desuso. Actualmente, los materiales utilizados para la elaboración de estructuras en barra son aleaciones de cromo-cobalto (Co-Cr), Titanio (Ti) y plata-paladio (Ag-Pd)¹³.

Se deben tener en cuenta propiedades físicas de estos materiales como lo son el límite elástico, la dureza de Vickers y la ductilidad (porcentaje de alargamiento) para decidir que aleación debe utilizarse para la fabricación de estas estructuras¹⁴.

Durante la masticación, tanto las prótesis como sus componentes se encuentran sometidos constantemente a fuerzas verticales y horizontales. Las fuerzas ejercidas axialmente son de naturaleza compresiva; sin embargo, las fuerzas en dirección horizontal u oblicua aumentan el desplazamiento lateral y por consecuencia provocan fuerzas de torsión y puntos de palanca que, cuando son excesivas, pueden provocar fallas tanto en la estructura de la prótesis como en la interfaz hueso-implante. Es por esto que las cargas no axiales elevan el riesgo de falla en los componentes protésicos debido a la fatiga¹⁵.

El uso de pilares “Multiunit” facilita la rehabilitación protésica de pacientes parcial o totalmente edéntulos. El diseño de baja altura y el amplio margen que poseen facilitan el asentamiento de la estructura y la restauración. Además, el ajuste pasivo de la estructura asentada sobre los pilares multiunit contribuye a la absorción de tensiones¹³.

Para la rehabilitación de implantes es necesario tomar en cuenta que los aditamentos deben ser elaborados con exactitud y precisión para que, al momento de ser colocados,

presenten un ajuste pasivo entre las estructuras y los implantes, de lo contrario, existirán fuerzas de estrés y tensión que llevan a la rehabilitación a un posible fracaso.

- **Estrés:** consiste en la medida para conocer la intensidad de fuerza que un objeto puede soportar¹⁶.
- **Deformación:** se define como el cambio de dimensión original del objeto. Todos los materiales sometidos a fuerzas externas sufrirán una deformación (torsión, alargamiento, acortamiento son ejemplos de ello)¹⁷.
- **Tensión:** se define como la fuerza que es transmitida mediante una cuerda o estructura cuando se tira de fuerzas que actúan desde lados opuestos¹⁸.

El aumento de estrés y tensión en el hueso alrededor de un implante como resultado de una sobrecarga puede incrementar el riesgo de daño al hueso o de resorción maginal⁹.

Las fuerzas excéntricas que se ejercen sobre la prótesis y la barra provocan estas variables. En el caso de la mandíbula estas fuerzas actúan de manera distinta ya que el hueso mandibular es el encargado de realizar los movimientos durante la masticación.

BIOMECÁNICA

Es la mecánica aplicada a la biología. La mecánica se define como la respuesta de los cuerpos a fuerzas o desplazamientos. Por lo tanto, la biomecánica se refiere al estudio de la estructura, función y movimiento de los sistemas biológicos¹⁹.

En la implantología, los aspectos biomecánicos aluden principalmente a las cargas aplicadas al implante y la restauración durante los movimientos mandibulares, principalmente la masticación ya que es la principal fuente de carga en la cavidad oral¹⁹.

Términos como el estrés y deformación son de suma importancia ya que si los implantes son sometidos a fuerzas excesivas constantemente generan complicaciones como lo son el aflojamiento de los tornillos, la fractura de aditamentos, la fractura de la prótesis o hasta la fractura del mismo implante²⁰.

La concentración de tensiones produce pérdida ósea, conduciendo a fallos mecánicos a largo plazo. Este problema puede deberse a diferencias en los comportamientos biomecánicos de los dientes naturales y los implantes²¹, ver (Tabla 3).

Tabla 3. Comportamiento biomecánico de los dientes e implantes

	Diente	Implante dental
Interfase	Membrana Periodontal	Hueso Directo
Vascularidad	Mayor: ligamento suprapariosteal y periodontal.	Menor: mayormente ligamento suprapariosteal
Propiocepción	Mecanorreceptores periodontales	Percepción ósea
Movilidad	Mayor	Menor
Conciencia de interferencia	Mayor (propiocepción)	Menor percepción ósea
Fuerzas no verticales	Relativamente toleradas	Resulta en pérdida ósea
Fuerzas relacionadas al movimiento	Primaria: movimiento de ligamento periodontal Secundaria: movimiento óseo	Primaria: movimiento óseo
Fuerzas Laterales	Apical 1/3 de la raíz	Hueso crestal
Movimientos Laterales	56-108 μ m	10-50 μ m
Movimientos Apicales	25-100 μ m	3-5 μ m
Signos de sobrecarga	Ensanchamiento de ligamento periodontal, movilidad, fremitus, dolor y facetas de desgaste	El tornillo se afloja, fractura de tornillo, Fractura de aditamento, fractura del cuerpo del implante, pérdida de hueso.

Tomado y modificado del autor Khushboo Mishra, 2020²².

La deflexión mandibular sugiere, desde el punto de vista biomecánico, otra consideración importante ya que, en la mandíbula, una férula rígida de dientes mediante un arco completo podría generar tensiones de torsión que, en los dientes naturales al ser individuales y debido a la presencia de ligamento periodontal pueden ser compensadas.

MANDÍBULA

Es un hueso impar y móvil que se encuentra situado en la parte inferior de la cara. Consta de tres partes: una parte media, el cuerpo, y dos partes laterales llamadas ramas ascendentes ubicadas en los extremos posteriores del cuerpo²³.

Cuerpo: presenta forma de herradura. Cuenta con una cara anterior convexa, una cara posterior cóncava, un borde superior o alveolar y un borde inferior libre²³.

Ramas: son de forma rectangular y alargadas de superior a inferior unidas al cuerpo mandibular. Presentan dos caras y cuatro bordes. La apófisis condilar está unida a la rama mandibular por una parte estrecha, el cuello mandibular. La apófisis coronoides es de forma triangular²⁴.

Todos los huesos largos del cuerpo presentan un comportamiento biomecánico complejo conocido como deformación elástica, y la mandíbula no es una excepción.

DEFLEXIÓN MANDIBULAR

Es la deformidad de la mandíbula que se produce durante los movimientos de apertura y cierre principalmente y en menor medida durante los movimientos de lateralidad²⁵. Principalmente se encuentra relacionado con dos factores: la estructura del hueso, ya que la mandíbula está compuesta por un tejido elástico, anisotrópico y no homogéneo, y su forma de herradura, que al estar en estrecho contacto con los ligamentos y músculos de la cabeza y del cuello, principalmente los masticatorios, pueden generar esta deformación²⁶.

La deflexión mandibular provoca una reducción en el ancho del arco mandibular, donde la flexión es medial y se realiza hacia la sínfisis en el plano frontal junto con el movimiento sagital de la cara posterior de la mandíbula. La principal causa de la flexión es la contracción de los músculos masticatorios, principalmente la contracción bilateral de la cabeza inferior de los músculos pterigoideos laterales o externos que se insertan en la apófisis condilar de la mandíbula a cada lado²⁵.

Al contraerse las cabezas inferiores tiran de los cóndilos y los cuellos condilares medialmente, hacia adelante y hacia abajo produciendo una rotación vestíbulo-lingual del arco mandibular. Además de los músculos pterigoideos externos, el milohioideo, el platisma, el constrictor faríngeo superior y otros músculos depresores de la mandíbula proporcionan ayuda suplementaria para que esto suceda²⁶.

En el plano frontal, la distancia entre las ramas mandibulares se estrecha debido a la flexión elástica mandibular, lo que lleva a una reducción en el ancho del arco mandibular²⁶.

El fenómeno de deflexión mandibular puede ser de suma importancia en el tratamiento con implantes, particularmente en el caso de una estructura rígida atornillada de larga duración ya que la flexión de la mandíbula puede provocar alta tensión a nivel óseo y protésico²⁷.

Una acumulación excesiva de tensión sobre el implante y en la interfaz protésica puede afectar el resultado del tratamiento ya que puede ocasionar aflojamiento y fractura del implante o prótesis, de los tornillos, así como astillamiento del material de revestimiento y reabsorción ósea alrededor del implante²⁷.

Es por ello que surge la necesidad de realizar una planeación quirúrgica-protésica adecuada, eligiendo el número de implantes adecuado y se debe tomar en cuenta el tipo de estructura a utilizar, ya sea ferulizada o segmentada en 2 o más secciones.

ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO

El análisis de elementos finitos (FEA) es un método numérico por computadora para analizar estructuras basándose en el principio de dividir una estructura en un número finito de elementos pequeños que están conectados entre sí en los puntos de las esquinas llamados nodos. Estos nodos son sometidos a ciertas condiciones de carga dando como resultado un comportamiento similar a la estructura que representa²⁸.

El beneficio de utilizar este método de análisis reside principalmente en su adaptabilidad: la estructura analizada puede tener forma, materiales y cargas arbitrarias. Así mismo, la malla puede estar compuesta por diversos tipos, formas y propiedades²⁹.

El FEA proporciona datos cuantitativos detallados por lo que se ha convertido en una valiosa herramienta analítica en odontología. Imita aspectos tanto de biomateriales como

de tejidos humanos que difícilmente se pueden medir *in vivo*. Además, puede predecir la distribución de estrés y tensiones en las áreas de contacto que no son accesibles como lo son las áreas entre el implante y el hueso, la prótesis y la encía o alrededor del ápice del implante²⁹.

El análisis de elementos finitos brinda una idea detallada sobre los patrones de tensión en el implante y, lo que es más importante, en el hueso periimplantario, y esto ayuda a mejorar el diseño del implante y las técnicas de inserción de este²⁸.

Las distintas tensiones como la tensión de Von Mises, la tensión de corte máxima y la tensión principal máxima y mínima, se utilizan para evaluar la tensión mecánica sobre el hueso, el implante y la interfaz hueso-implante. La tensión de Von Mises se utiliza con mayor frecuencia y principalmente como invariante de tensión de valor escalar para evaluar el comportamiento de fluencia o falla de los materiales dentales. La tensión principal mínima da una idea de la tensión de compresión mientras que la tensión principal máxima da una idea de la tensión de tracción. La tensión principal se utiliza para estudiar las propiedades dúctiles y frágiles de un hueso²⁸.

5.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

Stoumpis³⁰ et al., en 2011 realizaron un análisis sistemático para evaluar la diferencia entre los implantes ferulizados y no ferulizados en el tratamiento de sobredentaduras en la arcada maxilar y mandibular en relación con la supervivencia del implante, los parámetros periimplantarios, así como complicaciones biológicas, las posibles complicaciones protésicas y la satisfacción del paciente. Se revisaron 12 artículos encontrados en Pubmed en el Registro Central de Ensayos Controlados. La evidencia registrada demostró que tanto en el maxilar superior como en la mandíbula los distintos sistemas de anclaje no influyeron en la tasa de supervivencia de los implantes ya que ambos registraron un porcentaje que oscilaba entre 90% y 95%. Además, registraron que las sobredentaduras con aditamentos de tipo bola requerían mayor mantenimiento debido a cambio del anillo de goma. Sin embargo, no se encontraron diferencias entre los implantes ferulizados y no ferulizados con respecto a los tejidos periimplantarios. En este estudio encontraron que la mayoría de las investigaciones incluidas concluyen que el diseño sin ferulización necesita más mantenimiento protésico y el barra-clip demostró ser una prótesis más exitosa.

Barão³¹ et al., en 2013 realizaron un estudio de elementos finitos en el que compararon el efecto de diferentes diseños de sobredentaduras implantosoportadas y prótesis fijas de arcada completa sobre la distribución de la tensión en la mandíbula. Utilizaron cuatro modelos de mandíbula humana en el que se utilizaron en el primer caso O-rings, en el segundo se utilizaron aditamentos en barra, el tercer grupo sobredentaduras con implantes ferulizados y una prótesis fija. Estos modelos se apoyaban en los músculos masticatorios y fueron sometidos a cargas oblicuas. Se obtuvieron resultados mediante el análisis de tensión Von Mises. Como conclusión la sobredentadura con barra-clip presentó los más altos niveles de tensión dentro de los componentes implante-prótesis, así como en el análisis de los tejidos de soporte. Dentro de las sobredentaduras, el uso de implantes no ferulizados redujo la tensión tanto en los componentes implante-prótesis como en los tejidos de soporte. Y en los tejidos de soporte el hueso cortical fue el más afectado en niveles de tensión.

Egido³² et al., en el año 2020 compararon la satisfacción y calidad de vida entre pacientes portadores de prótesis totales convencionales y aquellos que tuvieran sobredentaduras sobre implantes. Se realizó una revisión sistemática de 6 artículos buscados en plataformas como Pubmed, Biblioteca Cochrane y Scielo. Obtuvieron como resultado que el uso de sobredentaduras sobreimplantes mejora los aspectos de estabilidad, fonación y confort. Sin embargo, no hubo diferencia significativa con la estética.

Mijiritsky²⁵ et al., en el año 2022 realizaron una revisión sistemática para examinar los distintos parámetros que influyen en la flexión mandibular, incluyendo los distintos tratamientos que reducen las consecuencias negativas de este fenómeno. Se recopilieron 49 artículos de plataformas como Pubmed, Scopus y Semantic Scholar. Los resultados demostraron que los valores de flexión mandibular varían unas décimas de mm y dependen de diversos parámetros: la zona de la mandíbula donde se midió la flexión, el tipo de movimiento realizado durante la medición, así como parámetros que diferencian a una mandíbula de otra como lo son la densidad ósea, el tamaño del hueso y sexo de la persona. Llegaron a la conclusión de que al realizar restauraciones implantosoportadas se deben considerar ciertos parámetros como lo son la división de la estructura protésica en segmentos, el material de elección para elaborar la estructura y la posición de los implantes. Según los estudios revisados se recomendó dividir la estructura protésica ya que esto permitirá la reducción de la tensión creada por la flexión mandibular. Además, se recomienda dividirlo a lo largo de la sínfisis mentoniana ya que esta división en la línea media permite crear de manera similar el comportamiento biomecánico natural de la mandíbula y reduce la tensión sobre los implantes.

Sharma³³ et al., en el año 2023 realizaron un estudio mediante elementos finitos con la finalidad de analizar y evaluar el impacto de 4 superestructuras mandibulares sobre la distribución de la tensión en el hueso cresta durante la flexión mandibular. Utilizaron cuatro modelos con seis diseños diferentes de estructuras implantosoportadas y para su análisis utilizaron el software ANSYS, a estos modelos se les fueron aplicando distintas cargas. Como resultado obtuvieron que el modelo con seis implantes y una pieza de estructura presentó la mayor deformación total mientras que la mayor tensión de Von

Mises fue el modelo al cual se le colocaron 4 implantes: dos axiales y 2 inclinados distalmente. En conclusión, la flexión mandibular y la tensión ósea periimplantaria se vieron afectadas por el movimiento mandibular natural, así como la forma en que la estructura está dividida. Independientemente de la cantidad de implantes, la estructura ferulizada muestra una flexión mandibular con mayor tensión alrededor del implante.

Gao³⁴ et al., en 2023 realizaron un estudio para conocer a profundidad los mecanismos de la flexión media mandibular y su importancia clínica con la finalidad de presentar medidas preventivas que se deben tomar en cuenta. Los autores concluyeron que los médicos deben implementar técnicas que reduzcan la flexión mandibular como lo son una regulación del grado de apertura bucal o que el material utilizado para una superestructura posea un módulo elástico alto comparable al del tejido óseo y de esta manera lograr restauraciones óptimas y duraderas. Sin embargo, aún existen debates en el diseño segmentado o no de la estructura de la prótesis implantosoportada.

Bhattacharjee³⁵ et al., en 2022 realizaron una revisión sistemática ya que mencionan que hay poca evidencia disponible sobre la tensión en la región periimplantaria en sobredentaduras implantosoportadas. Los autores concluyeron que en los aditamentos de barra clip existe una tensión distal en los implantes debido a que tiene menor libertad de movimiento en comparación con los aditamentos de bola. Además, analizaron otros sistemas de retención.

Ananya³⁶ et al., en 2023 realizaron un caso clínico con una dentadura mandibular segmentada para compensar la flexión mandibular. Los autores reportan que la flexión media mandibular provoca micro daños cerca de la cresta ósea, así como una osteointegración deficiente debido a los micro movimientos alrededor de los implantes. Este caso menciona en la literatura que una barra completa o única reduce la flexión mandibular sin embargo propicia mayor estrés y una posible pérdida ósea.

Gao³⁷ et al., en 2022 realizaron un análisis de elementos finitos para evaluar la flexión mandibular en distintos diseños de restauraciones implantosoportadas fijas. Demostraron que la flexión mandibular puede inducir tensiones significativas en

estructuras protésicas rígidas. Mencionan que dependiendo el fenotipo esquelético existe mayor o menor flexión mandibular, así como estrés a las restauraciones. Describen que al momento de la apertura y movimientos laterales el estrés en las estructuras rígidas se ve reflejada en los implantes distales.

An³⁸ et al., en 2025 realizaron un análisis de elementos finitos de restauraciones implantoportadas en pacientes con bruxismo. Reportan que los diseños con menor rigidez reducen el estrés a los tejidos periimplantarios.

6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, la rehabilitación con implantes en pacientes edéntulos es uno de los tratamientos más utilizados para restaurar la función masticatoria. Sin embargo, existe una alta tasa de fracaso al momento de rehabilitar el maxilar inferior, como lo es la fractura de la restauración o el daño a los implantes.

El uso de sobredentaduras sobre implantes brinda estabilidad a la prótesis del paciente y además beneficia la higiene bucal. La mala planeación y el mal diseño, tanto quirúrgico como protésico, puede ocasionar altas tensiones provocando daños en la estructura, en la propia prótesis o se puede ver reflejado en la pérdida de tejido óseo periimplantario. La forma de la superestructura protésica actualmente carece de relación con los patrones naturales de la mandíbula durante la función.

La deflexión mandibular puede afectar el pronóstico y resultado del tratamiento con implantes dentales. Por lo tanto, es de suma importancia tomar en cuenta este patrón de movimiento mandibular para adoptar una técnica adecuada que ayude a disminuir la tensión en los distintos diseños protésicos.

Es poca la literatura que confirma el diseño ideal para la estructura ya sea barra o barra segmentada que transfiera menor tensión tanto a la estructura como a los implantes y el hueso alrededor, por lo que es necesario crear un protocolo que demuestre el diseño ideal de las estructuras que presenten menor falla estructural al ser sometido a los movimientos y cargas mandibulares.

6.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿El comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada es diferente durante la deflexión mandibular para sobredentaduras de acrílico sobre cuatro implantes ?

7. JUSTIFICACIÓN

Realizar un estudio como éste es de suma importancia ya que sus resultados aportan evidencia que respalda la manera de rehabilitar a un paciente edéntulo en la arcada mandibular. Establecer un protocolo de diseño quirúrgico-protésico para la rehabilitación con sobredentaduras mandibulares implantoportadas que reduzca el estrés y tensión que reciben tanto las prótesis como las estructuras ayudaría a prevenir fracasos en el tratamiento.

Con esta investigación, se puede observar la necesidad de tomar en cuenta factores naturales como la deformación mandibular que propicia estrés y tensión en las estructuras para obtener un pronóstico favorable en la rehabilitación.

El impacto clínico que surja a través de esta investigación proporcionará las bases para la aplicación clínica de la rehabilitación de pacientes edéntulos encaminando a mejores resultados en los tratamientos.

8. HIPÓTESIS

Hi: El comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada es diferente durante la deflexión mandibular para sobredentaduras de acrílico sobre cuatro implantes.

Ho: El comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada es igual durante la deflexión mandibular para sobredentaduras de acrílico sobre cuatro implantes.

9. OBJETIVOS

9.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar el comportamiento biomecánico de la barra única y seccionada durante la deflexión mandibular para sobredentaduras deacrílico sobre cuatro implantes.

9.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar las zonas de mayor tensión, estrés y deformación en las diferentes estructuras implantosoportadas.
- Describir la tensión, estrés y deformación durante la deflexión mandibular que presentan las estructuras implantosoportadas por cuatro implantes con barra única.
- Describir la tensión, estrés y deformación durante la deflexión mandibular que presentan las estructuras implantosoportadas por cuatro implantes con una barra segmentada en 2 fragmentos.
- Describir de acuerdo a los datos obtenidos en el análisis de elementos finitos que estructura sufre una mayor y menor tensión, estrés y deformación, en los diferentes diseños utilizados.

10. MATERIALES Y MÉTODOS

10.1. Diseño del estudio: Experimental, *in sílico*.

10.2 Muestra: Muestreo no probabilístico por conveniencia.

10.3 Criterios de selección

10.3.1 Inclusión

- Straumann Bone Level.
- Aditamentos “Multiunit” de implantes Straumann.
- Estructura en barra de Cromo-Cobalto.
- Sobredentadura de acrílico.

10.3.2 Exclusión

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

10.3.3 Eliminación

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

10.4 VARIABLES

Variable	Definición Conceptual	Definición operacional	Escala y categoría
Independiente			
Estructura	Parte interna de una prótesis alrededor de la cual se fijan las partes restantes de la prótesis para obtener una prótesis definitiva.	Se realizó la caracterización de las estructuras en el software Solidworks. Se realizaron 2 modelos: • Modelo 1: Estructura completa de Cromo-cobalto. • Modelo 2: Estructura segmentada de Cromo-cobalto.	Cualitativa
Dependiente			
Tensión	Magnitud física que representa la fuerza transmitida 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 en base a fuerza de compresión.	Cuantitativa por razón continua (MPa) Media y DE
Estrés	Unidad física que expresa las fuerzas internas que las partículas vecinas de un material continuo ejercen entre sí.	Se midió el estrés de cada una de las partes de la estructura con el método de análisis de elemento finito. Cantidad de fuerza que soporta la estructura. (en la escala de Von Mises).	Cuantitativa por razón continua (MPa) Media y DE
Deformación	Relación que existe entre la longitud inicial de un cuerpo y la deformación total del cuerpo, sometido a fuerzas de tensión o compresión.	Se observó el grado de deformación de cada una de las partes de la estructura, con el análisis de elemento finito.	Cuantitativa por razón continua (MPa) Media y DE
Deflexión Mandibular	Cambio dimensional que sufre la mandíbula al estar bajo fuerzas funcionales	Se registraron diferencias en máxima apertura y máxima intercuspidadación.	Cuantitativa Milímetros

10.5 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL

Se llevo a cabo el diseño de los modelos en la Facultad de Estomatología en la clínica de Posgrado de Rehabilitación Oral de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla y el Análisis de Elementos Finitos se realizó en la Facultad de Físico-Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

10.6 CONCORDANCIA Y FIABILIDAD

Las simulaciones se llevaron a cabo por un investigador experto en el uso de Elementos Finitos que forma parte de la facultad de Ciencias Físico-matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, la información se procesó y se obtuvo del instrumento SOLIDWORKS.

10.7 PROCEDIMIENTOS

En esta investigación se emplearon los diseños de la mandíbula de una investigación previa³⁹ con una mejora en el diseño. Posteriormente se realizó el modelado en 3D de la barra única y la barra seccionada, ver (Figuras 6 y 7).

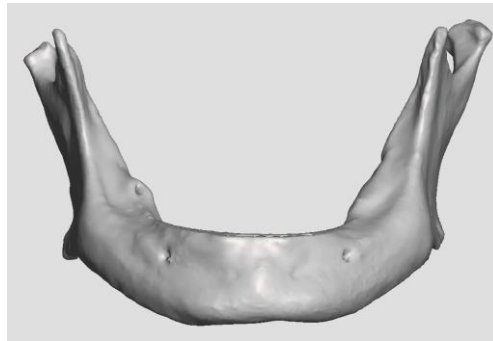


Figura 6 Modelado de la Mandíbula
Imagen Propia.

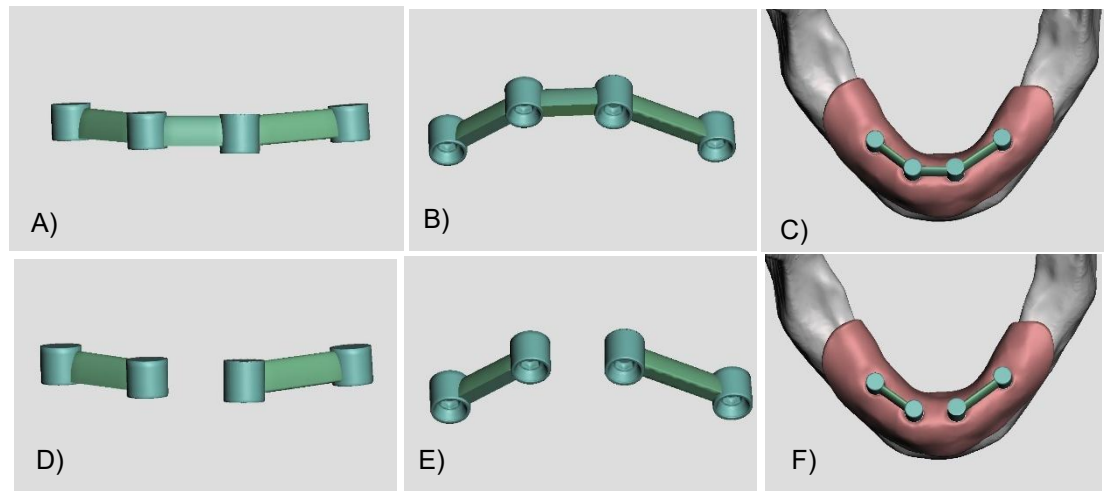


Figura 7 Diseños de Barra
A), B), C) Diseño de barra única. D), E) y F) Barra seccionada.
Imagen Propia

Además, se emplearon los diseños de implantes Straumann Bone Level Roxolid® SLAactive con dimensiones de 4.1 mm de diámetro por 12 mm de longitud, así como aditamentos Multiunit que se colocan en los implantes para su rehabilitación, ver (Figuras 8 y 9). Se realizó el diseño de las prótesis por medio del programa Meshmixer respetando el espacio de la barra, ver (Figura 10).

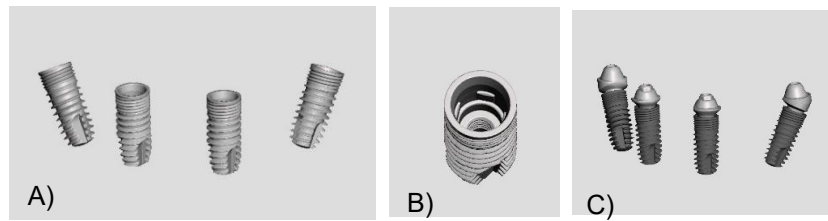


Figura 8 Implantes Straumann en Técnica All on Four.

- A) Implantes Straumann BL 4.1 X 12mm Orientados en Posición de All on four, B) Diseño interno del implante Straumann BL 4.1 x 12mm y C) Implantes con aditamentos Multiunit.

Imagen Propia.

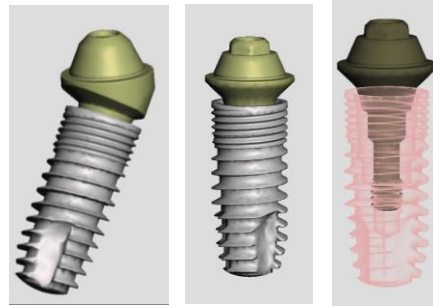


Figura 9 Acercamiento al Implante y Multiunit.

- A) Aditamentos Multiunit de 17°. B) Aditamento Multiunit de 0°. C) Vista Interna del implante donde se observa la conexión del Multiunit.

Imagen Propia.

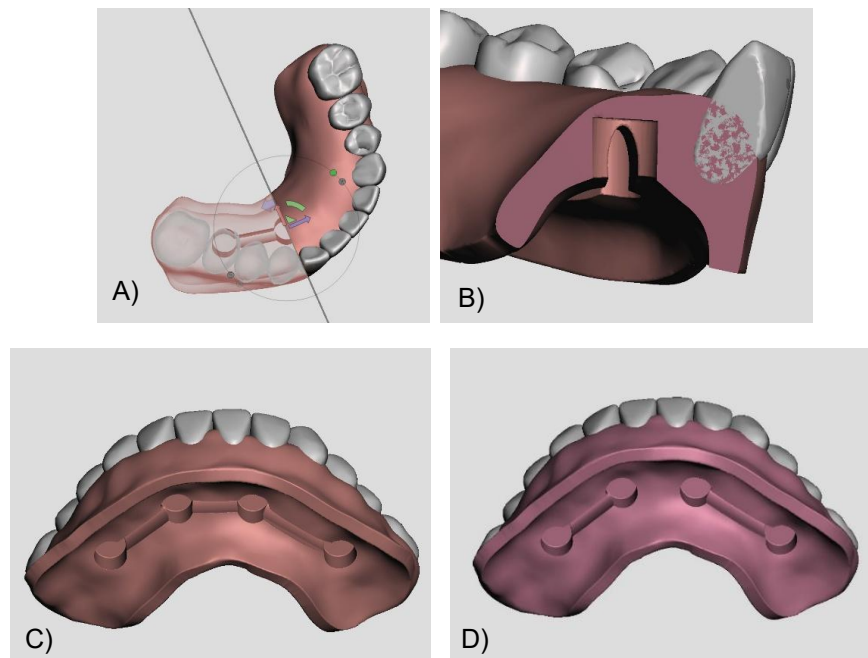


Figura 10 Modelado de Sobredentadura de Acrílico

- A) Vista interna de la prótesis se observa el espacio para la barra, B) Vista sagital de la prótesis se observa el espacio diseñado para la barra, C) Prótesis para barra única y D) Prótesis para barra seccionada.

Imagen Propia.

Se incorporaron al modelo mandibular los implantes Straumann Bone Level Roxolid® de titanio con diámetro de 4.1 mm sumergiéndolos dentro del hueso alveolar sus 12 mm de longitud, ver (Figura 11). Los implantes fueron colocados en el centro de la cresta alveolar mandibular en ambos lados de la mandíbula, simétricos al plano sagital.

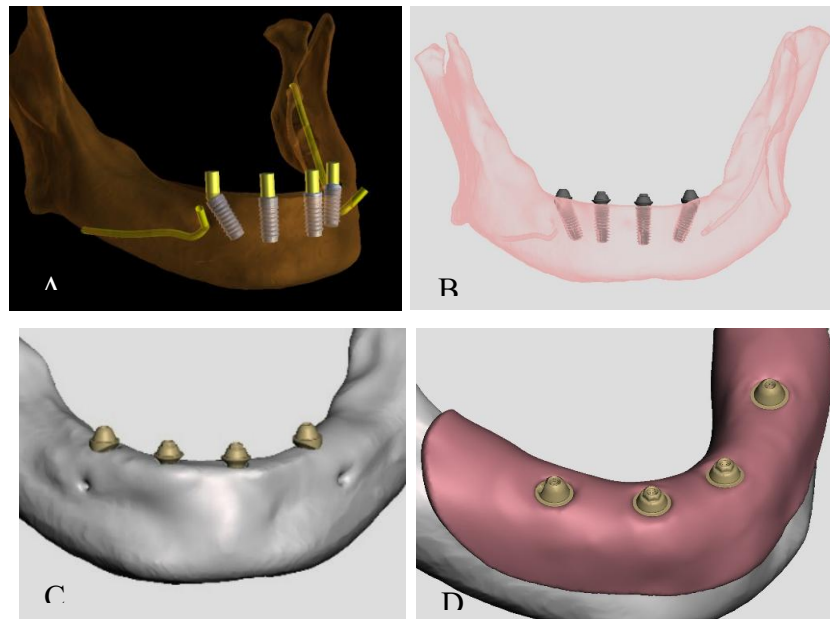


Figura 11 Colocación de Implantes en Mandíbula

- A) Implantes colocados en posición ideal en hueso. B) Posición de los implantes en la mandíbula con los multiunits.
C) Vista de los multiunits sobre hueso. D) Vista de los Multiunits con la encía simulada.

Imagen Propia.

Se obtuvieron los archivos de imagen en formato STL, posterior a ello, los archivos obtenidos se importaron al programa SOLIDWORKS premium 2022 (Dassault Systems Solidworks Corp.,USA) para el Sistema Operativo Windows Microsoft para caracterizar las muestras de los distintos diseños protésicos.

Se analizaron 2 modelos diferentes por medio del método de Elementos Finitos.

Modelo 1: Estructura completa de cromo-cobalto ferulizada conectada a 4 implantes.

Modelo 2: Estructura seccionada en 2 segmentos de cromo-cobalto conectada a 4 implantes.

Por medio del programa SOLIDWORKS premium 2022 se le otorgaron a la estructura las características de densidad, módulo elástico, relación de Poisson de una estructura fabricada de cromo-cobalto, se representaron los cosenos de los músculos encargados de la apertura y cierra para poder simular la deflexión y se aplicaron fuerzas de 220 N correspondiente al rango máximo promedio de mordida⁴⁰ para poder determinar por medio de análisis elásticos que diseño quirúrgico-protésico recibe mayor tensión, estrés y deformación durante las cargas cíclicas, ver ANEXOS 1 , 2 y 3.

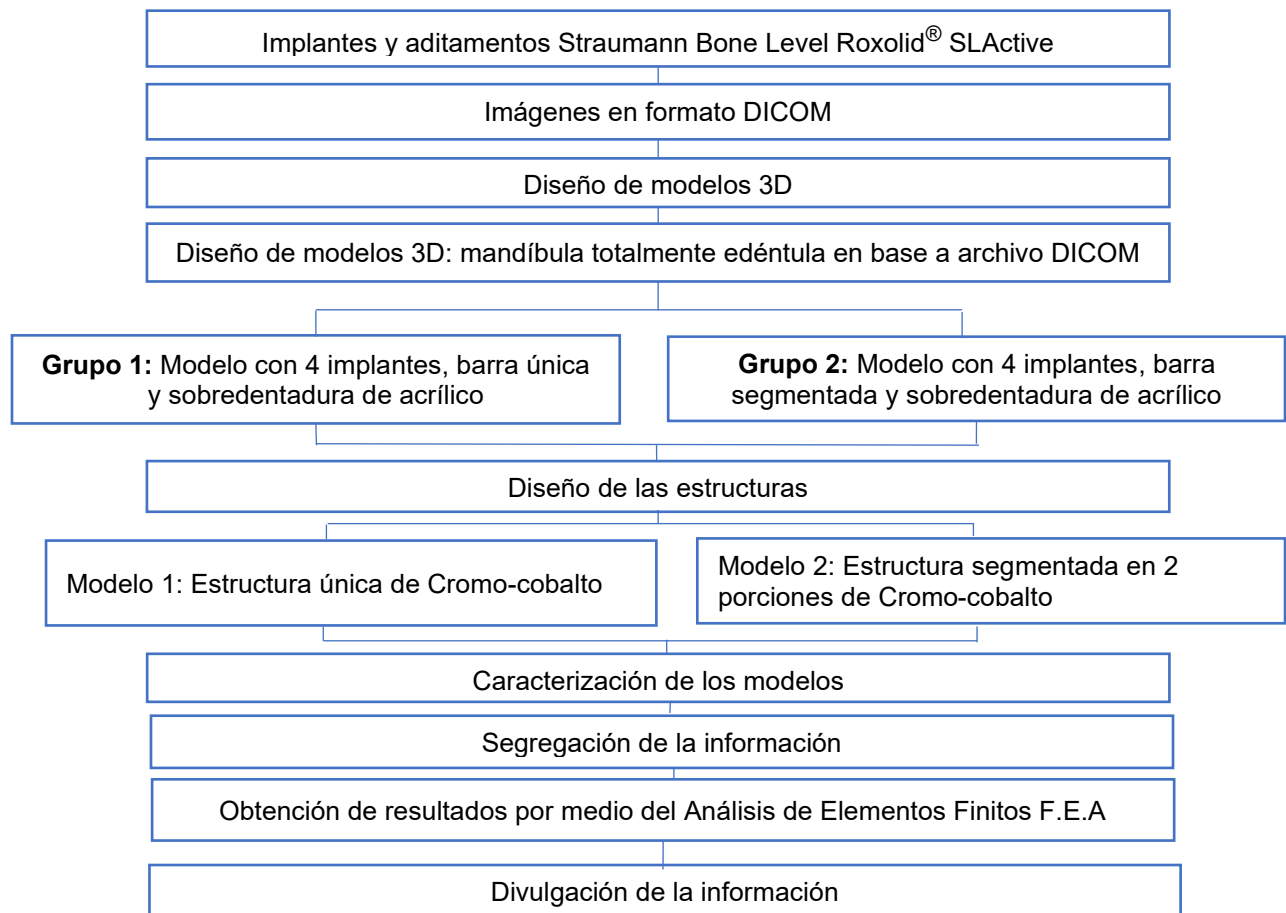
INSTRUMENTOS

Análisis de elementos finitos

Se utilizaron modelos 3D de una mandíbula edéntula tomando como referencia una tomografía previa, así como de los implantes y aditamentos. Las estructuras protésicas se elaboraron en el programa Meshmixer 2017 versión 3.5.474. Se utilizó el programa SOLIDWORKS premium 2022 (Dassault Systems Solidworks Corp., USA para el sistema operativo Microsoft) con un equipo AMD Ryzen 5 5600G, 32GB RAM, 4 Teras de almacenamiento con una tarjeta gráfica Radeon RX6600 para poder utilizar este programa y realizar las pruebas de elementos finitos.

Se abrió el programa SOLIDWORKS y se creó un archivo de un nuevo proyecto de simulación. Se caracterizaron las piezas colocando el material que se utilizó o personalizando las propiedades de este. Se seleccionó la carga externa que se aplicó y el área donde fue aplicada y se procedió a ejecutar la simulación, todo esto fue realizado por un experto en el tema y de esta manera se realizó el análisis de las pruebas de tensión, desplazamiento y deformación.

10.8 DIAGRAMA DE FLUJO



10.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se emplearon hojas de Excel para el vaciado de los datos, ver ANEXO 4 y 5. Posteriormente se analizaron en el paquete estadístico, Statistical Package for the the Social Science (SPSS) 2022 para Windows. Estadística descriptiva de los datos cuantitativos (tensión, estrés y deformación, deflexión mandibular).

11. BIOÉTICA

Al ser un estudio *in silico* no involucra la participación de seres vivos, el estudio fue realizado con la utilización de simulaciones mediante el uso de un Software.

12. RESULTADOS

De acuerdo con el objetivo principal de esta investigación, se identificaron las zonas de mayor concentración de estrés y deformación en las diferentes estructuras implantosoportadas con el diseño de barra completa y barra segmentada.

De acuerdo con los datos obtenidos, se puede observar que la deflexión mandibular registra mayor tensión en el área de los cóndilos con respecto a la sínfisis mentoniana, ver (Figura 12). Esto se debe a los movimientos de los músculos, especialmente, a la contracción bilateral de la cabeza inferior de los músculos pterigoideos laterales que se insertan en la apófisis condilar de la mandíbula a cada lado.

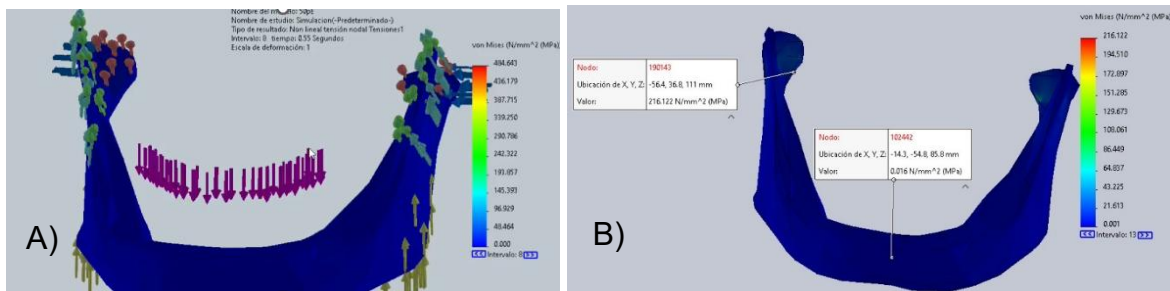


Figura 12 Modelo de mandíbula en el programa de simulación.

A) Imagen simulada de los movimientos de los músculos y de la fuerza aplicada. B) Valores de Tensión Máximo y Mínimo de la mandíbula.
Imagen Propia.

Se les asignó un número a los implantes para poder identificarlos en los resultados, siendo el orden del 1 al 4 viendo los implantes de izquierda a derecha. El número 1 y 4 corresponde a los implantes posteriores con inclinación y los números 2 y 3 corresponden a los implantes en la zona anterior, ver (Figura 13).

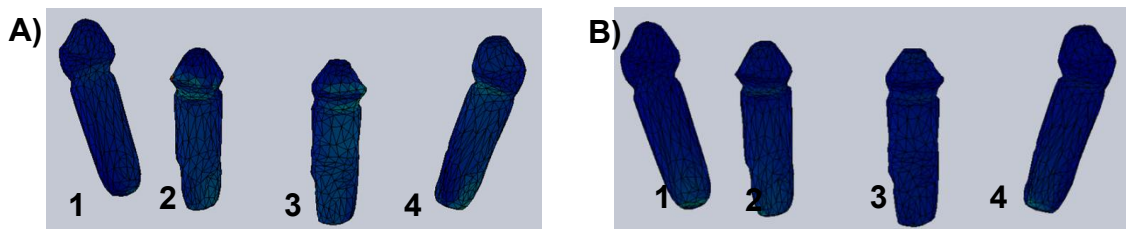


Figura 13 Implantes Straumann en el programa de Simulación

A) Orden de implantes con barra completa. B) Orden de implantes con barra segmentada.
Imagen Propia.

Los valores de tensión se representaron en Megapascuales (MPa) arrojando un valor máximo y mínimo, ver (Tabla 4).

Tabla 4. Valores máximos y mínimos de tensión en los distintos diseños de barras

TENSIÓN / Von Mises (MPa)								
Diseño	Valores	Prótesis Acrílico	Mandíbula	Barra	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
Barra Segmentada CrCo (N/mm ²)	Máximo	7.079	473.853	1.636	14.941	9.508	2.516	6.731
	Mínimo	0.003	0.000	0.004	0.203	0.028	0.007	0.150
Barra Completa CrCo (N/mm ²)	Máximo	12.812	36.600	1.465	69.635	44.476	43.594	71.542
	Mínimo	0.006	31.273	0.001	0.329	0.033	0.020	0.153

Fuente Propia

La principal estructura que presentó mayor estrés y tensión fue la mandíbula con barra segmentada y a su vez, esta misma presentó el valor mínimo de tensión. La zona donde se ubicó la tensión mínima fue en el área del cuerpo mandibular en la zona más distal mientras que la tensión máxima fue registrada en el área del Implante 3, ver (Figura 14).

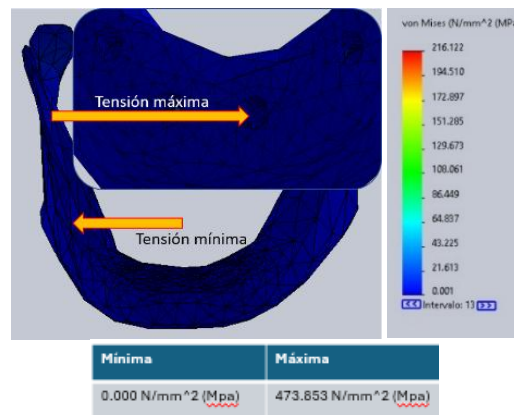


Figura 14 Localización de las tensiones máxima y mínima en la mandíbula con barra segmentada.
Imagen Propia.

De acuerdo con los datos de tensión obtenidos se puede observar que los implantes con barra completa sufren mayor tensión en comparación con los implantes con barra seccionada, ver (Tabla 4).

Analizando los implantes de la barra seccionada, los implantes 1 y 2 reciben mayor tensión que los implantes 3 y 4, mientras que, en los implantes con barra completa, los implantes 1 y 4 sufren mayor tensión, ver (Tabla 4).

Los implantes de barra seccionada o segmentada registran la tensión máxima en el ápice del implante y la mínima a nivel del aditamento a excepción del implante 3, ver (Figura 15).

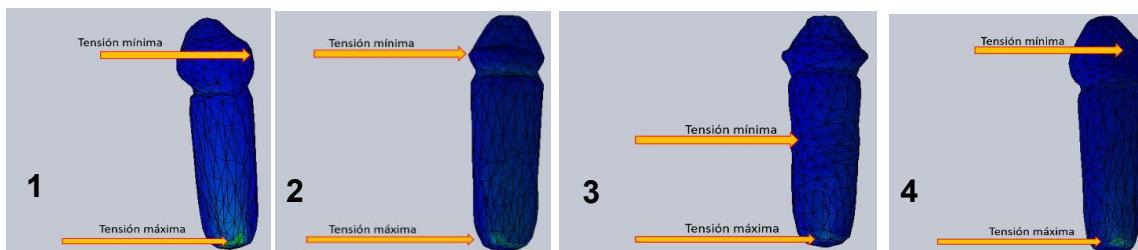


Figura 15 Localización de las tensiones máxima y mínima de los implantes con barra segmentada.

- 1) Implante distal del cuadrante 3. 2) Implante medial del cuadrante 3. 3) Implante medial del cuadrante 4. 4) Implante Distal del cuadrante 4.

Imagen Propia

Los implantes de barra completa registran la tensión máxima en el ápice del implante y la mínima a nivel del aditamento a excepción del implante 2, el cual registra una tensión máxima en el aditamento, ver (Figura 16).

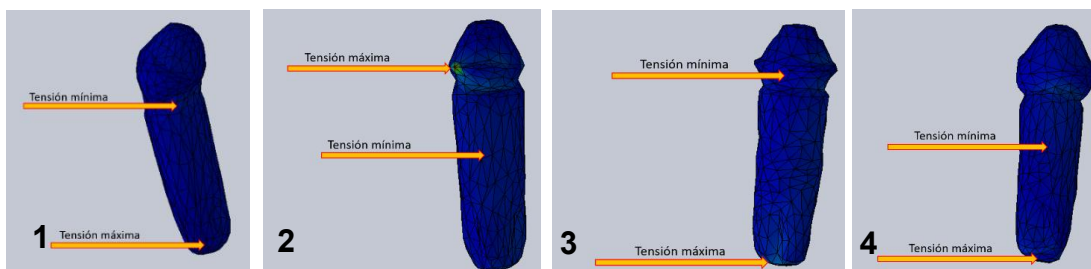


Figura 16 Localización de las tensiones máxima y mínima de los implantes con barra completa.

- 1) Implante distal del cuadrante 3. 2) Implante medial del cuadrante 3. 3) Implante medial del cuadrante 4. 4) Implante Distal del cuadrante 4.

Imagen Propia

En tanto a los valores obtenidos en la prótesis, la prótesis de acrílico con barra segmentada sufre menos tensión que la prótesis de barra completa, ver (Tabla 4). La tensión máxima registrada en ambos diseños se localiza en la parte media de la prótesis, ver (Figura 17).

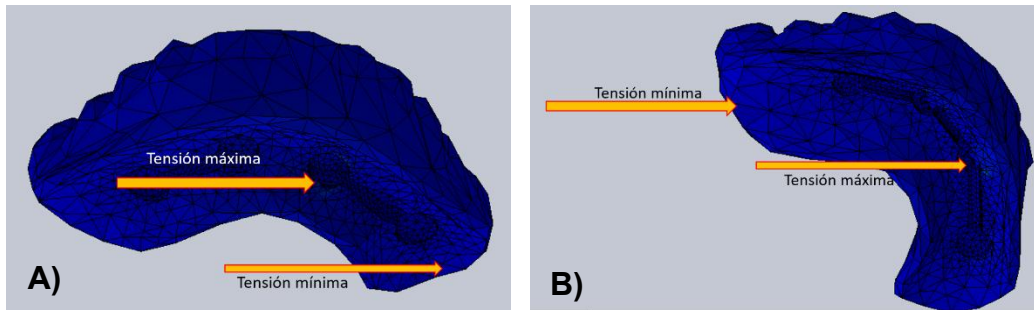


Figura 17 Localización de las tensiones máxima y mínima en las prótesis.

A) Barra Segmentada. B) Barra Completa.

Imagen Propia

Por último, en cuanto a resultados de tensión, existe mayor tensión en las barras segmentadas que en las barras completas, sin embargo, los resultados son muy similares, ver (Tabla 4). La barra segmentada presenta una tensión máxima cerca de la conexión con el aditamento hacia la parte media de la barra mientras que la barra completa presenta una tensión máxima cerca de la conexión con el aditamento en el implante distal, ver (Figura 18).

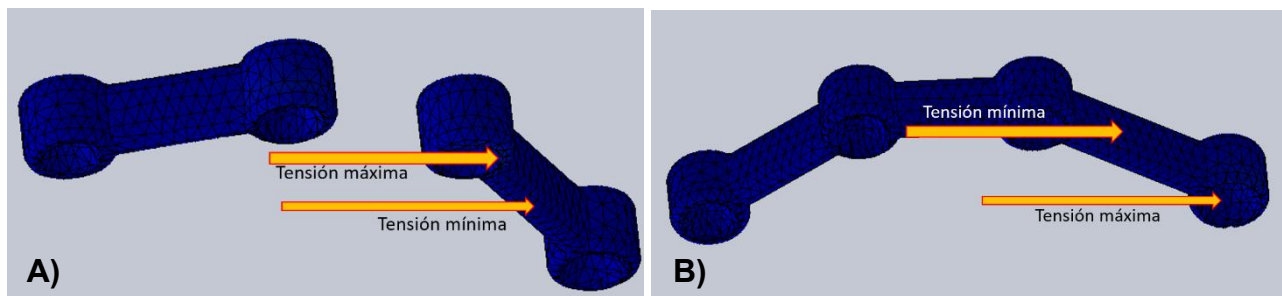


Figura 18 Localización de las tensiones máxima y mínima en los distintos diseños de barras.

A) Barra Segmentada. B) Barra Completa.

Imagen Propia

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, ver (Figura 19). Se obtuvieron distintos valores y se registraron los valores máximos y mínimos, ver (Tabla 5).

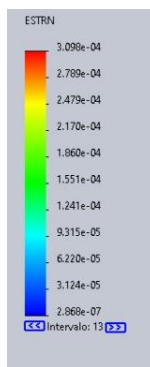


Figura 19 Escala de deformación (ESTRN).
Imagen Propia.

Tabla 5. Valores Máximos y Mínimos de deformación ESTRN en los distintos diseños de barras.

DEFORMACIÓN (ESTRN)								
Diseño	Valores	Prótesis Acrílico	Mandíbula	Barra	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
Barra Segmentada CrCo	Máximo	1.065e ⁻⁰³	1.854e⁻⁰²	2.697e ⁻⁰³	6.728e ⁻⁰⁵	7.543e ⁻⁰⁵	1.630e ⁻⁰⁵	4.904e ⁻⁰⁵
	Mínimo	1.181e ⁻⁰⁶	8.065e⁻¹¹	9.832e ⁻⁰⁶	2.341e ⁻⁰⁶	2.854e ⁻⁰⁷	1.446e ⁻⁰⁷	1.523e ⁻⁰⁶
Barra Completa CrCo	Máximo	3.835e ⁻⁰³	1.304e ⁻⁰⁴	3.727e ⁻⁰³	3.098e ⁻⁰⁴	3.014e ⁻⁰⁴	2.328e ⁻⁰⁴	2.638e ⁻⁰⁴
	Mínimo	1.821e ⁻⁰⁶	6.996e ⁻⁰⁵	5.910e ⁻⁰⁶	3.202e ⁻⁰⁶	3.986e ⁻⁰⁷	2.868e ⁻⁰⁷	3.811e ⁻⁰⁶

La principal estructura que creó mayor deformación fue la mandíbula en la parte medial cerca del implante 3 ubicado próximo al área de la sínfisis mentoniana, a su vez, la menor deformación fue registrada en la porción más posterior del cuerpo mandibular, ver (Figura 20).

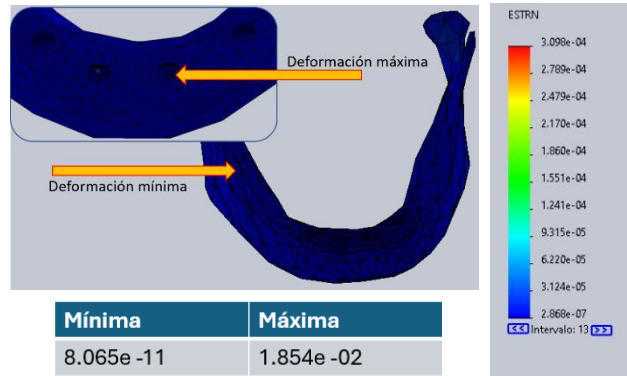


Figura 20 Localización de deformación máxima y mínima en la mandíbula con barra segmentada.
Imagen Propia.

De acuerdo con los datos de deformación obtenidos se puede observar que los implantes con barra completa sufren de mayor deformación en comparación que los implantes con barra seccionada, ver (Tabla 5).

Analizando los implantes de la barra seccionada, los implantes 1 y 2 reciben mayor deformación que los implantes 3 y 4. El mismo caso se observa en los implantes con barra completa, ver (Tabla 5).

Los implantes de barra seccionada o segmentada registran la deformación máxima en el ápice del implante y la mínima a nivel del aditamento a excepción del implante 3, ver (Figura 21).

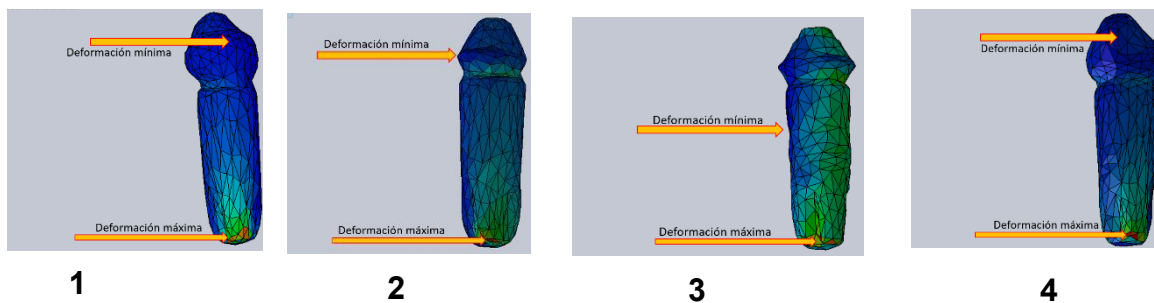


Figura 21 Localización de las tensiones máxima y mínima de los implantes con barra segmentada.

- 1) Implante distal del cuadrante 3. 2) Implante medial del cuadrante 3. 3) Implante medial del cuadrante 4. 4) Implante distal del cuadrante 4.

Imagen Propia.

Los implantes de barra completa registran la deformación máxima en el ápice del implante y la mínima a nivel del aditamento a excepción del implante 2, el cual registra una deformación máxima en el aditamento, ver (Figura 22).

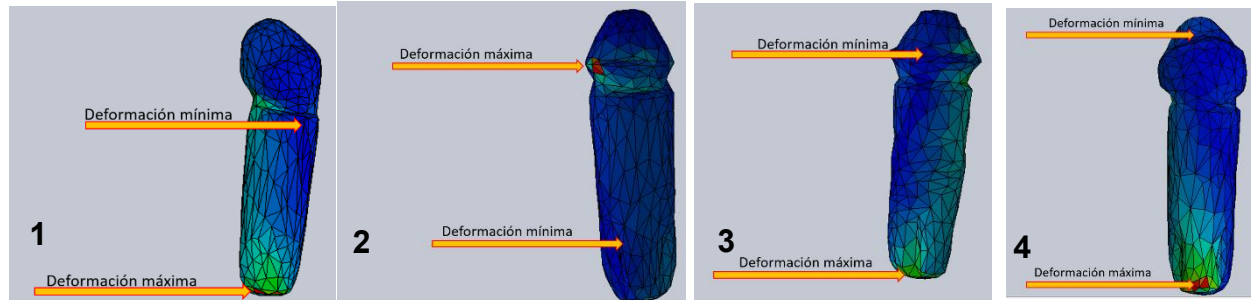


Figura 22 Localización de los valores de deformación máxima y mínima de los implantes con barra completa.

1) Implante distal del cuadrante 3. 2) Implante medial del cuadrante 3. 3) Implante medial del cuadrante 4. 4) Implante distal del cuadrante 4.

Imagen Propia.

En tanto a los valores obtenidos en la prótesis, la prótesis de acrílico con barra segmentada sufre menor deformación que la prótesis de barra completa (ver Tabla 5). La deformación máxima registrada en ambos diseños se localiza en la parte anterior de la prótesis, ver (Figura 23).

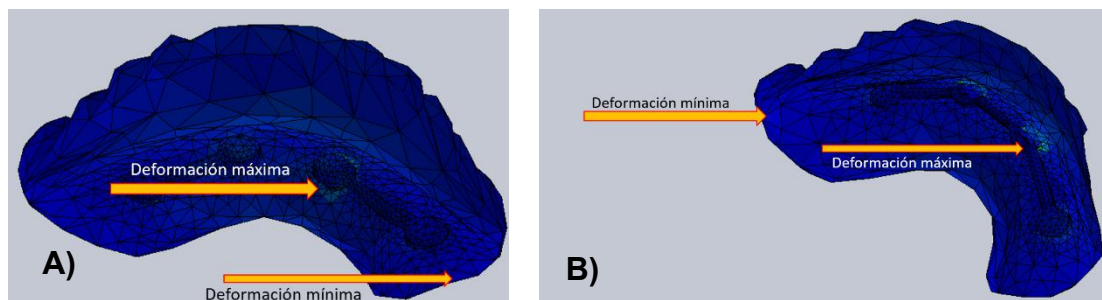


Figura 23 Localización de las tensiones máxima y mínima en las prótesis

A) Barra Segmentada. B) Barra Completa.

Imagen Propia

Por último, existe mayor deformación en la barra completa que en las barras segmentadas, sin embargo, los resultados son muy similares, ver (Tabla 5). La barra segmentada presenta una deformación máxima cerca de la conexión con el aditamento de los implantes colocados en la parte anterior mientras que la barra completa presenta una deformación máxima cerca de la conexión con el aditamento en el implante distal, ver (Figura 24).

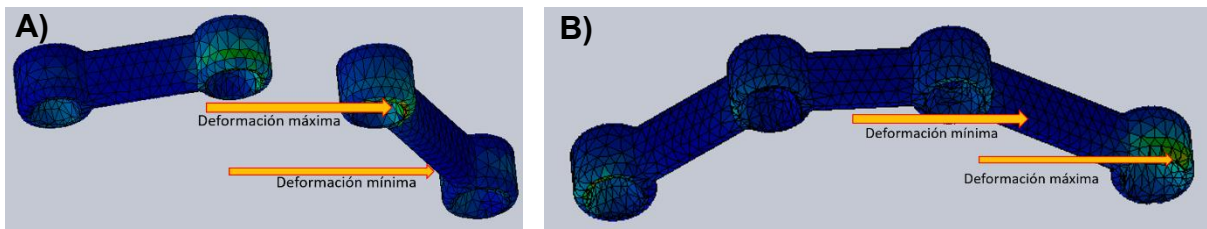


Figura 24 Localización de las tensiones máxima y mínima en los distintos diseños de barras.
A) Barra Segmentada. B) Barra Completa.
Imagen Propia.

13. DISCUSIÓN

En esta investigación se evaluó el estrés, tensión y deformación que sufre una sobredentadura de acrílico soportada sobre 4 implantes con dos distintos diseños de barra de cromo cobalto: una barra única y una barra segmentada.

La deflexión mandibular es un fenómeno biomecánico que genera desplazamientos laterales y compresión en la zona anterior de la mandíbula. Este comportamiento ha sido documentado en estudios recientes como el de Gao et al³⁷, (2022) quienes mediante análisis de elementos finitos demostraron que la flexión mandibular puede inducir tensiones significativas en estructuras protésicas rígidas. En el presente estudio, se observó que la barra única genera mayores concentraciones de tensión en la zona anterior, lo cual podría comprometer la integridad de la prótesis acrílica y aumentar el riesgo de fractura.

Se utilizó el análisis de elementos finitos ya que es un método que permite simular estructuras, tanto anatómicas como protésicas y analizarlas en distintos escenarios sin ser invasivos. Este método de análisis permite caracterizar las estructuras diseñadas con los valores dependiendo el material que se quiera simular permitiendo de esta manera tener virtualmente diseños que se asemejen a la realidad y con ello obtener resultados precisos.²⁸ Del mismo modo, se caracterizaron tanto los tejidos duros como los blandos y fueron sometidos a cargas axiales similares a las cargas reales para poder imitar las situaciones a las que estas prótesis son sometidas.

La barra segmentada mostró una mayor deformación anterior, lo que sugiere una mejor adaptación al patrón de flexión mandibular. Este diseño permite una microflexión controlada que respeta el movimiento fisiológico de la mandíbula, disminuyendo el estrés sobre los implantes y la estructura metálica. Según Gao³⁷ et al., (2022) los diseños segmentados pueden ser más adecuados en pacientes con alta fuerza masticatoria o mandíbulas largas, ya que distribuyen mejor las cargas y reducen el estrés en los pilares distales. Clínicamente, esto podría traducirse en mayor longevidad de la prótesis y menor incidencia de complicaciones mecánicas.

Las variables biomecánicas evaluadas (tensión, estrés y deformación) se correlacionan con los puntos de máxima flexión descritos en la literatura reciente. En el modelo con barra única, la rigidez estructural impide la adaptación al movimiento mandibular, generando picos de tensión que podrían comprometer la estabilidad de los componentes. En contraste, el modelo segmentado permite una distribución más homogénea de las fuerzas. Un estudio de An³⁸ et al., (2025) sobre prótesis implantosoportadas en pacientes con bruxismo demostró que los diseños con menor rigidez y materiales de bajo módulo elástico reducen significativamente el estrés en el hueso periimplantario y en los pilares protésicos.

El modelo mandibular utilizado en este estudio fue obtenido a partir de una tomografía computarizada de un paciente real, lo que permitió preservar la anatomía ósea y las características morfológicas específicas. Los modelos de implantes y aditamentos fueron integrados desde bibliotecas digitales especializadas, compatibles con software de diseño CAD, asegurando fidelidad geométrica y precisión en las conexiones protésicas.

El diseño de las estructuras metálicas y las prótesis fueron desarrollados en Meshmixer, un software que permite modelar con alta resolución componentes personalizados. Este entorno facilitó la creación de las barras definitivas y su integración con las prótesis, respetando los ejes de inserción, la distribución de los pilares y las zonas críticas de soporte funcional.

Las simulaciones de los modelos 3D se realizaron en el software SolidWorks, mediante análisis de elementos finitos, evaluando el estrés, la tensión y la deformación en cada modelo, arrojando valores que representan los máximos y mínimos, así como un esquema de escala cromática, identificando zonas de concentración de fuerzas, lo cual permitió comparar el comportamiento estructural entre la barra única y la barra segmentada.

La tensión, estrés y deformación observados en los modelos se correlacionan con los puntos de máxima deflexión descritos en la literatura²⁵, especialmente en la región anterior y en los extremos distales. En el modelo con barra única, la rigidez estructural impide la adaptación al movimiento mandibular, generando picos de tensión que podrían comprometer la longevidad de la prótesis. En contraste, el modelo segmentado permite una microflexión controlada, lo que se traduce en una mejor distribución de fuerzas.

Se observó que la deflexión mandibular generó mayores concentraciones de tensión en la región condilar en comparación con la sínfisis mentoniana. Este comportamiento biomecánico puede atribuirse a la geometría anatómica de la mandíbula y a la distribución de las fuerzas musculares durante la apertura bucal. Los resultados obtenidos coinciden con lo reportado por Mijiritsky²⁵ et al., (2022) demostraron que los valores de flexión mandibular varían significativamente según la zona de medición, siendo más pronunciados en las regiones posteriores debido a su mayor distancia al eje de rotación y a la influencia de los músculos pterigoideos. Esta diferencia regional en la tensión tiene implicaciones clínicas relevantes, ya que podría condicionar el diseño de estructuras metálicas en prótesis implantosoportadas.

En este estudio se optó por utilizar una barra de cromo cobalto debido a que a lo largo de los años se ha utilizado ampliamente, es de menor costo en comparación con las barras de titanio y, además, tiene buena resistencia a la masticación y a la fluencia (Resistencia a la deformación plástica permanente) basado en el estudio reportado por Kassapidou⁴¹ et al., (2023) realizaron un estudio con el objetivo de conocer las propiedades como la dureza, la resistencia a la fluencia, el módulo elástico y la microestructura del Co-Cr. Analizaron cinco aleaciones de Co-Cr, fabricados mediante cuatro técnicas diferentes: colado, fresado, fusión por láser y fresado presinterizado y como comparación se utilizó el titanio-6 aluminio-4 vanadio ELI (Ti6Al4V ELI). Concluyeron que el titanio tuvo un módulo elástico de aproximadamente 50% más bajo en comparación con el Co-Cr. Además, mencionan que todas las muestras de cromo cobalto son adecuadas para el uso en prótesis retenidas por dientes como en implantes.

Desde una perspectiva clínica, la elección del Co-Cr como material para la barra ofrece ventajas en términos de estabilidad dimensional frente a la deflexión mandibular. Su alta rigidez permite mantener la forma estructural bajo cargas funcionales intensas, lo cual es especialmente relevante en pacientes con antagonistas fijos o patrones de masticación intensos. Sin embargo, esta misma rigidez puede limitar la capacidad de adaptación a los movimientos fisiológicos mandibulares, por lo que su uso debe ser cuidadosamente evaluado en función del diseño protésico. El comportamiento del Co-Cr en estructuras segmentadas permite aprovechar su resistencia sin comprometer la flexibilidad necesaria para compensar la deflexión mandibular, optimizando así el equilibrio entre durabilidad mecánica y adaptación funcional.

Se realizó un análisis de 2 modelos distintos, un diseño de la barra completa de cromo cobalto con una sobredentadura de acrílico y un diseño de una barra segmentada en 2 fragmentos con una sobredentadura de acrílico con el fin de evaluar dos diseños utilizados frecuentemente para la rehabilitación sobre implantes y comparar el comportamiento biomecánico de cada una.

De acuerdo con los datos obtenidos se observó que los implantes portadores de una barra completa sufren mayor tensión y deformación en comparación con los implantes con barra seccionada. Esto coincide con los resultados reportados por Sharma³³ et al., (2023) reportaron en su estudio que independientemente de la cantidad de implantes, la estructura ferulizada (barra única) muestra mayor tensión alrededor de los implantes, esto debido a que la tensión ósea periimplantaria se vio afectada directamente por el movimiento y la flexión mandibular recordando que principal causa de flexión es la contracción bilateral de la cabeza inferior de los músculos pterigoideos laterales. A diferencia del estudio reportado por Stoumpis³⁰ et al., (2011) el cual menciona que no se encuentra una diferencia significativa en los tejidos óseos si se divide o no la barra. Cabe destacar que en ambos casos, barra única y barra seccionada la tensión máxima sobre los implantes es a nivel del ápice del implante y la tensión mínima a nivel del aditamento.

Este estudio reportó que al utilizar barras completas la tensión se ve reflejada mayormente en los implantes distales en comparación de realizar la barra seccionada lo cual coincide con lo reportado por Bhattacharjee B³⁵ et al., (2022) mencionan que al utilizar el sistema de barra clip la mayor tensión la sufren los implantes distales, esto implica un mayor riesgo de sobrecarga y pérdida ósea en los pilares posteriores, por lo que se recomienda el uso de estructuras segmentadas en mandíbulas largas o con antagonistas fijos para preservar la estabilidad implantaria.

En tanto a los valores obtenidos a nivel de la prótesis, la prótesis de acrílico con barra segmentada sufre menos tensión y deformación que la prótesis de barra completa. La tensión máxima registrada en ambos diseños se localiza en la parte media de la prótesis al igual que su deformación. Actualmente no existe literatura que respalde este resultado, Sin embargo, Gao³⁴ et al., (2023) mencionan que los profesionales de la salud bucal deben implementar técnicas que reduzcan la flexión como lo es el uso de materiales que posean un módulo elástico alto que en este caso es el acrílico.

Por último, en cuanto a resultados de tensión, existe mayor tensión en las barras segmentadas que en la barra completa, sin embargo, los valores de tensión obtenidos son muy similares, 1.636 N/mm^2 en la barra segmentada y 1.465 N/mm^2 en la barra única. Además, los resultados obtenidos de deformación en las barras muestran que una barra completa tiene mayores valores de deformación que una barra segmentada.

En este análisis se observó que el uso de las barras seccionadas es una buena alternativa para la elección del diseño de la barra para la rehabilitación de una sobredentadura debido a que presenta las menores cantidades en cuanto a tensión transmitida a los implantes. Además, se reporta que, si bien hay una mayor deformación en el diseño segmentado, los resultados entre la barra segmentada y barra única arrojan números similares. Esto indica que, a pesar de los valores de deformación, el diseño de la barra no repercutirá en la resistencia de esta.

En cuanto a los valores obtenidos en la prótesis se evaluó el mismo material en los dos diseños y en ambos casos la tensión y deformación se ve reflejada en el área que corresponde a los implantes cerca de la línea media.

Es importante destacar que, a lo largo de este proyecto, se presentaron limitaciones debido a que la literatura proporciona distintos módulos de elasticidad, así como coeficiente de Poisson tanto para los materiales como para las estructuras anatómicas. Además, los modelos obtenidos mediante Meshmixer para su posterior análisis se componen de un número de nodos y mallas, entre más nodos mayor calidad del diseño o estructura, sin embargo, para poder procesar esta información en Solidworks una mayor cantidad de nodos provocaba errores en la simulación o un tiempo indefinido en el proceso lo cual retardaba la simulación o se tenía que reducir el número de nodos repercutiendo así en la calidad y exactitud del modelo.

La presente investigación permite al clínico tener en cuenta factores biológicos a la hora de tomar decisiones en la rehabilitación de pacientes edéntulos como lo es la arcada a trabajar, la flexión que existe en la mandíbula, así como el módulo de elasticidad del material restaurador.

La deflexión mandibular debe considerarse como un factor determinante en el diseño de estructuras metálicas para sobredentaduras implantosoportadas para disminuir la posibilidad de fallos mecánicos, fracturas de las prótesis o pérdida de componentes. Por ello, se recomienda evaluar cada caso clínico en función del patrón de apertura mandibular, la distancia interimplantar y la presencia y tipo de antagonistas. La literatura sugiere que, la segmentación estructural de las barras puede ofrecer ventajas biomecánicas significativas, lo cual coincide con los resultados de la presente investigación al reportar la barra seccionada como alternativa de diseño en el arco mandibular para disminuir la tensión generada a nivel de los implantes³².

14.CONCLUSIÓN

- La barra segmentada en el arco mandibular propicia menos tensión a nivel de los implantes.
- No hay diferencias en la tensión y deformación reportada en la prótesis de acrílico y la una barra única o una barra segmentada.
- A nivel de la barra, la barra cementada presentó mayor tensión, y la barra única generó mayor deformación.
- La tensión a nivel mandibular por la flexión es mayor a nivel de la sínfisis mientras que la deformación por la flexión es mayor a nivel de los cóndilos.
- Se demostró que a pesar de los niveles de deformación que se obtuvieron en los distintos materiales las fuerzas aplicadas no llegan al límite elástico por lo tanto no se presentan deformaciones considerables en los reportes de simulación.

15. BIBLIOGRAFÍA

1. Keith J, Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent. 2017;117(5): e30-e105.
2. Kuroshima S, Ohta Y, Uto Y, Al-Omari FA, Sasaki M, Sawase T. Implant-assisted removable partial dentures: Part I. A scoping review of clinical applications. J Prosthodont Res. 2024;68(1):20-39.
3. Sutariya PV, Shah HM, Patel SD, Upadhyay HH, Pathan MR, Shah RP. Mandibular implant-supported overdenture: a systematic review and meta-analysis for optimum selection of attachment system. J Indian Prosthodont Soc. 2021;21(4):317-327.
4. Kim JC, Lee M, Yeo IS. Three interfaces of the dental implant system and their clinical effects on hard and soft tissues. J. Chem. Soc. 2022;9(5):1387-1414.
5. Nicholson JW. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. Prosthesis. MDPI; 2020;2(2):100–116.
6. Información básica Straumann Implant System. [Internet] [citado el 25 de noviembre de 2023] Disponible en: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/es/documents/brochure/technical-information/702084-es_low.pdf
7. Alghamdi H, Jasen J, The development and future of dental implants. Dent Mater J. 2020;39(2):167-172.
8. Messias A, Nicolau P, Guerra F. Different interventions for rehabilitation of the edentulous maxilla with implant-supported prostheses: An overview of systematic reviews. Int J Prosthodont. 2021;34: S63–84.
9. Yu-Jen Wu A. Hsu J. Fuh L. Huang H. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. J. Formos Med Assoc. 2020; 119(10): 1514-1523.
10. Seo Y. Bae E. Kim J. Lee S. Clinical evaluation of mandibular implant overdentures via Locator implant attachment and Locator bar attachment. J Adv Prosthodont. 2016;8(4): 313-320.

11. Mirchandani B, Zhou T, Heboyen A, Yodmongkol S, Buranawat B. Biomechanical Aspects of Various Attachments for Implant Overdentures: A Review. *Polymers* 2021;13(19): 3248.
12. Martinez J, Gustavo S, Lopez J, Agustín R. Rehabilitation with implant-supported overdentures in total edentulous patients: a review. *J Clin Exp Dent*. 2013;5(5): e267-272.
13. Kümbülo Ö, Koyuncu B, Gözde Y, Al-Haj N, Özcan M. Stress Distribution on Various Implant-Retained Bar Overdentures. *Materials*. 2022;15(9): 3248.
14. Bahadirli G, Yilmaz S, Jones T, Sen D. Influences of Implant and Framework Materials on Stress Distribution: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(5): e117–e126.
15. Motta M, Mendes L, Bottino MA, Sussumu R, Souto A, Mendes J. Influence of the dental implant number and load direction on stress distribution in a 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis. *Dent Med Probl*. 2021;58(1): 69–74.
16. Menacho E, Cedamanos R, Díaz A. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent. J*. 2022;34(7):579–584.
17. Jayaram M. A Fundamental Approach: Simple Stress and Strain. *Rudiments of strength Mater*. 2016. 978-81-280-0176-5
18. Darvell B, Clark R. The physical mechanisms of complete denture retention. *Br Dent J*. 2000;189(5): 248–252.
19. Manea A, Bran S, Inu C, Rotaru H, Barbur I, Crisan B, Armencea G, Onisor F, Lazar M, Ostas D, Vaciut M, Vacaras S, Mitre I, Crisan L, Muresan O, Roman R, Baciut G. Principles of biomechanics in oral implantology. *Dent. Med*. 2019; 92(3): S14-S19.
20. Tribst JPM, Werner A, Blom EJ. Failed Dental Implant: When Titanium Fractures. *Diagnostics (Basel)* 2023;13(12):2123.
21. Chang H, Yeh C, Wang Y, Huang Y, Tsai S, Li Y, Yang J, Lin C. Differences in the biomechanical behaviors of natural teeth and dental implants. *Dent Mater*. 2021; 37(4):682-689.
22. Mishra K, Hegde D, Shetty S, Shah S, Sreeram S, Reddy S. Occlusion in implant-

at a glance. J. Clin. Res. Dent. 2020;8(2):21-27

23. Latarjet. Anatomía Humana-Editorial Médica Panamericana. 5ta edición. 2019.
24. Rouviere H. Anatomía de cabeza y cuello. Tomo 1. 11va edición. Masson. 2005
25. Mijiritsky E, Shacham M, Meilik Y, Dekel-Steinkeller M. Clinical Influence of Mandibular Flexure on Oral Rehabilitation: Narrative Review. Int. J. Env. Res. Pub. He. 2022; 19(24):16748.
26. Caggiano M, D'Ambrosio F, Acerra A, Giudice D, Giordano F. Biomechanical Implications of Mandibular Flexion on Implant-Supported Full-Arch Rehabilitations: A Systematic Literature Review. J. Clin. Med. 2023;12(16):5302.
27. Londono J, Schonbaum T, Varilla A, Franco G, Villalobos V, Carosi P, Mijiritsky E. Pozzi A. Mandibular Flexure and Its Significance: An In Vivo Cone Beam-Computed Tomography Proof-of-Concept Study. J. Clin. Med. 2023;12(12):4149.
28. Baccouch M. Finite element methods and their applications. Londres, Inglaterra: IntechOpen; 2021: 316.
29. Grbović A, Mihajlović D. Practical aspects of finite element method applications in dentistry. Balk. J. Dent. Med. 2017;21(3):69–77.
30. Stoumpis C, Kohal J. To splint or not to splint oral implants in the implant supported overdenture therapy? A systematic literature reviews. J. Oral. Rehabil. 2011;38(11), 857–869.
31. Barão V, Delben J, Lima J, Cabral T, Assunção W. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible - A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. J Biomech. 2013;46(7):1312–1320.
32. Egido S, Ayuso R, Schemel M, Valls Roca J, Izquierdo K, López J. Evaluation of the quality of life and satisfaction in patients using complete dentures versus mandibular overdentures. Systematic review and meta-analysis. Wiley Clin. Exp-Dent. Res. 2021; 7(2): 231–241.
33. Sharma S, Jain S, Gupta H, Govind S, Panwar P, Kaur R. Mandibular Flexure and Crestal Bone Stress Distribution on an Implant-Supported Fixed Full Arch Mandibular Prosthesis: Finite Element Analysis in Three Dimensions. Cureus. 2023. 15(5): e39357.

34. Gao J, Jiang L, Zhao B. Median mandibular flexure-the unique physiological phenomenon of the mandible and its clinical significance in implant restoration. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 2023; 11:1238181.
35. Bhattacharjee B, Saneja R, Singh A, Dubey P, Bhatnagar A. Peri-implant stress distribution assessment of various attachment systems for implant supported overdenture prosthesis by finite element analysis - A systematic review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2022;12(6):802–808.
36. Ananya, Rani P, Sinha T, Prakash J. Maxillary cast partial denture and mandibular implant-supported metal-ceramic prosthesis with a split framework to compensate for mandibular flexure: A case report. *Cureus.* 2023;15(11):e49071.
37. Gao J, Li X, He J, Jiang L, Zhao B. The effect of mandibular flexure on the design of implant-supported fixed restorations of different facial types under two loading conditions by three-dimensional finite element analysis. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022;10:928656.
38. An Z, Qi Y, Hong W, Luo S, Liao J. Three-dimensional finite element analysis of implant-supported prosthodontic designs for maxillary first molars with root fracture. *BMC Oral Health.* 2025; 25(1):1470.
39. Biebrich LO. Evaluación de la tensión, estrés y deformación de una estructura implantosoportada asociada a los patrones de deformación mandibular durante la función masticatoria en diferentes diseños protésicos. [Tesis de Maestría]. [Puebla (Mx)]: Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.
40. El-Anwar M, Aboelfadl A. Comparing different bar materials for mandibular implant-supported overdenture: Finite-element analysis. *Indian J Dent Res.* 2019;30(5):716
41. Kassapidou M, Stenport V, Johansson CB, Syverud M, Hammarström J, Börjesson J. Cobalt chromium alloys in fixed prosthodontics: Investigations of mechanical properties and microstructure. *J Prosthet Dent.* 2023;130(2):255.
42. Kim HR, Jang SH, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim KH, Kwon TY. Microstructures and Mechanical Properties of Co-Cr Dental Alloys

Fabricated by Three CAD/CAM-Based Processing Techniques. *Materials*. 2016;9(7):596.

43. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi P, Fuentes R, Borie E. Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular protheses: A finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019; 34(6):e-107-e114.

ANEXOS

ANEXO 1. Datos necesarios para el programa SolidWorks.

Material	Características físicas
Acrílico	Densidad: 1.17- 1.20 g/cm ³ Módulo Young: 3028 MPa Coefficiente Poisson: 0.45
Metal Cr- Co	Densidad: 8.5 g/cm ³ Módulo Young: 234.0266 MPa Coefficiente Poisson: 0.32
Hueso Cortical	Densidad: 0.002 kg/m ³ Módulo Young: 13.4 GPa Coefficiente Poisson: 0.32
Hueso Trabecular	Densidad: 0.002 kg/m ³ Módulo Young: 1.4 GPa Coefficiente Poisson: 0.32
Titanio Grado 4	Densidad: 4.5 g/cm ³ Módulo de Young: 110 GPa Coefficiente de Poisson: 0.35

ANEXO 2. Fuerzas ejercidas por los músculos.

Músculo	Magnitud de fuerza (N)
Masetero	59.23 N
Temporal	34.09 N
Pterigoideo Medial	39.60 N
Pterigoideo Lateral	34.44 N

ANEXO 3. Cosenos directores de las fuerzas ejercidas por los músculos.

Músculo	Orientación de las fuerzas		
	Cos α	Cos β	Cos γ
Masetero	-0.043	-0.011	0.999
Temporal	-0.325	0.219	0.920
Pterigoideo Medial	0.587	-0.165	0.792
Pterigoideo Lateral	0.714	-0.692	0.106

Anexo 4. Instrumento de recopilación de datos para tensión.

TENSIÓN / Von Mises (MPa)								
Diseño	Valores	Prótesis Acrílico	Mandíbula	Barra	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
Barra Segmentada CrCo	Máximo							
	Mínimo							
Barra Completa CrCo	Máximo							
	Mínimo							

Anexo 5. Instrumento de recopilación de datos para deformación.

DEFORMACIÓN (ESTRN)								
Diseño	Valores	Prótesis Acrílico	Mandíbula	Barra	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
Barra Segmentada CrCo	Máximo							
	Mínimo							
Barra Completa CrCo	Máximo							
	Mínimo							