



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO**

MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL

**“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

PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL

PRESENTA:

**C.D. Luis Oscar Biebrich Ortiz
ID.220450013**

DIRECTOR DE TESIS:

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

ASESOR DISCIPLINARIO:

**M.C. Alejandro Dib Kanán
ID. 100224722**

ASESOR METODOLÓGICO:

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

LECTOR:

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

Puebla, Puebla 24 de junio 2022



BUAP

Oficio No. FESIEP/081/2022

C. Luis Oscar Biebrich Ortiz
Matrícula: 220450013
Alumno de la Maestría en Estomatología
Con opción Terminal en Rehabilitación Oral
De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E.

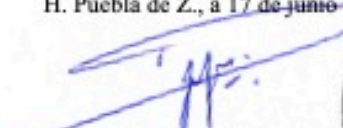
*El que suscribe, **MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez**, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesis titulada "Evaluación 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", misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Maestro en Estomatología con Opción Terminal en Rehabilitación Oral.*

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a 17 de junio de 2022.


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



Facultad
de Estomatología

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

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

Para obtener el Grado de: Maestro en Estomatología con opción terminal en Rehabilitación Oral
Registro CIFE: 2021148 Fecha: 16 de junio 2022

Título de la Tesis: "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"

Nombre del alumno: Luis Oscar Biebrich Ortiz **Matrícula:** 220450013

Domicilio: Avenida 19 poniente 2119, Col. Rivera de Santiago C.P 72410, Puebla, Puebla.

Tel: 6621208070 **Fecha de ingreso a la Facultad:** Enero 2020

Firma: _____

Director de tesis: M.E.I. Guillermo Franco Romero **Grado académico:** Maestría en Estomatología Integral

Adscripción: Facultad de Estomatología **ID:** 100294988 **TEL:** 222 212 06 57

Firma: _____

Director disciplinario: M.C. Alejandro Dib Kanán **Grado académico:** Maestría En Ciencias e Investigación **Adscripción:** Facultad de Estomatología **ID:** 100224722 **Tel:** 222 323 00 15

Firma: _____

Director metodológico: D. en Cs. María de los Ángeles Moyaho Bernal **Grado académico:** Doctorado en Ciencias de la salud **Adscripción:** Facultad de Estomatología **ID:** 100289266 **Tel:** 222 278 88 41

Firma: _____

Lector: M.E.I Ana Karina Ley García. **Grado académico:** Maestría en Estomatología Integral

Adscripción: Facultad de Estomatología **ID:** 100215766 **Tel:** 222 455 30 60

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación responsable de la Maestría en Estomatología con Opción terminal en Rehabilitación Oral

M.E.I. Guillermo Franco Romero

Firma: _____

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

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez



Fecha: 16 de junio 2022

Sello _____

AGRADECIMIENTOS

“A través de otros nos convertimos en nosotros mismos” – Lev. S. Vygotski

Agradezco a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla por darme la oportunidad de realizar esta investigación, en especial a los docentes del posgrado de Rehabilitación Oral, a quienes siempre les tendré mi mayor admiración y respeto por haberme guiado a través de este camino.

A mis padres Maria Antonieta y Roberto porque a pesar de las dificultades que presenta la vida siempre me han enseñado a salir adelante, les agradezco por todos los sacrificios que han hecho para que yo pueda estar donde me encuentro el día de hoy. Gracias por ser quienes son y por confiar en mí.

A mis hermanos Maria Antonieta, Ana y Roberto, gracias por siempre estar en mi vida, no sólo aportando cosas buenas, sino también por su gran apoyo en esta etapa, donde fueron un pilar fundamental en mi crecimiento profesional.

A mi novia Katia, te agradezco por tanta ayuda y tanta confianza, no solo en mi desarrollo académico, sino también para mi vida; eres mi inspiración y mi motivación.

A mi coordinador y asesor, el Dr. Guillermo Franco por su plena confianza y por siempre darme ese consejo oportuno en los momentos difíciles.

A mi asesora de tesis la Dra. María de los Angeles Moyaho por compartir sus conocimientos de manera profesional e invaluable, por su dedicación perseverancia, tolerancia y su plena confianza en este proyecto.

Gracias a mis amigos y compañeros de generación Diana, Selene, Antonio, Francisco y Ricardo por los buenos momentos que hemos compartido, creo que todos hemos aprendido y aprendemos continuamente de todos y de nosotros mismos.

Esta investigación fue realizada gracias al apoyo del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (Conacyt).

No. CVU 1033440

.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
2. PALABRAS CLAVE:.....	3
3. ANTECEDENTES GENERALES	4
3.1 IMPLANTES	5
3.2 PRÓTESIS FIJA	7
3.3 PRÓTESIS FIJA PARCIAL	7
3.4 PRÓTESIS FIJA COMPLETA	7
3.5 ESTRUCTURA.....	7
3.6 MANDÍBULA.....	10
3.7 DEFLEXIÓN MANDIBULAR	10
3.8 BIOMECÁNICA.....	11
3.9 PLANEACIÓN QUIRÚRGICA-PROTÉSICA.....	13
3.10 CANTILÉVER	14
3.11 ELEMENTOS FINITOS	15
4.ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.....	16
5.PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	21
5.1. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	22
6. JUSTIFICACIÓN.....	23
7.HIPÓTESIS.....	25
8.OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	27
8.1 Objetivo General.....	28
8.2 Objetivos específicos	28
9. MATERIALES Y MÉTODOS	29
9.1 DISEÑO DEL ESTUDIO:.....	30
9.2 MUESTRA:	30
9.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN	30
9.3.1 INCLUSIÓN	30
9.3.2 EXCLUSIÓN.....	30
9.3.3 ELIMINACIÓN	30
9.4 VARIABLES	31

9.5 ESTANDARIZACIÓN	32
9.6 FIABILIDAD.....	32
9.7 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL	32
9.8 PROCEDIMIENTOS.....	32
9.8.1 DISEÑO DE LOS MODELOS EN 3D.....	32
9.8.2 APLICACIÓN DE CARGA.....	37
9.9 INSTRUMENTOS	37
9.10 DIAGRAMA DE FLUJO	39
10.BIOÉTICA.....	40
11.ANÁLISIS ESTADÍSTICO	42
12.RESULTADOS	44
13.DISCUSIÓN.....	55
14.Conclusión	60
15.Alcances del estudio	62
16.Bibliografía.....	64

1. INTRODUCCIÓN

Los pacientes edéntulos presentan dificultades en el manejo de las prótesis dentales completas convencionales, una alternativa son los implantes dentales que han demostrado ser un tratamiento exitoso en los casos de edentulismo mandibular. La mandíbula humana presenta un comportamiento biomecánico complejo principalmente por su conformación anatómica en herradura, la cual cuenta con inserciones musculares que pueden deformarla, la acción de estos músculos masticatorios en las actividades funcionales o parafuncionales del sistema estomatognático determinan el tipo y el grado de deformación(1).

Existen diversas maneras de rehabilitar a los pacientes desdentados, de manera general difieren en la cantidad, tipo de implantes y la planeación protésica designada(2). Con respecto a la prótesis, inicialmente estas restauraciones consistían en dientes de dentadura postiza conectados a una estructura metálica con resina acrílica, este diseño de prótesis se sigue utilizando hoy en día en el que se conectan desde cuatro a seis implantes en la mandíbula(3).

La clave del éxito clínico a largo plazo de estas prótesis se basa principalmente en el diseño de la estructura metálica que las soportan. Los diseños originales se desarrollaron empíricamente, sin el beneficio de las pruebas de laboratorio lo cual traían futuras complicaciones protésicas notificadas después de la función masticatoria en las cuales se incluían el aflojamiento y fractura de tornillos, pérdida de hueso cresta alrededor de los implantes, la pérdida de implantes y la fractura de la estructura protésica(1).

Existen reportes en la literatura, sobre la contracción simultánea de los músculos pterigoides laterales durante la apertura y la protrusión de la mandíbula, que ejercen una tracción medial, hacia delante y hacia abajo de los cóndilos, que da como resultado una disminución de la distancia entre la rama mandibular izquierda y derecha en el plano frontal, conocida como flexión mandibular, se asume que esta tiene lugar en la zona de la sínfisis mentoniana, la cual genera una reducción de la anchura en las secciones posteriores de la arcada dental inferior(1).

Como resultado de las deformaciones lineales y torsionales de la mandíbula durante las cargas funcionales y parafuncionales se pueden generar tensiones peligrosas que conlleven a la fractura en la estructura de la prótesis(1,4).

Existe poca literatura que describe el efecto de las tensiones generadas en los diferentes diseños protésicos de dentaduras sobre implantes y, por consiguiente, en los componentes protésicos y estructuras óseas que las soportan. En este estudio se pretende evaluar la tensión y deformación de una estructura implantosoportada en una arcada completa asociada a los patrones de deformación mandibular durante la función masticatoria en diferentes diseños protésicos, ya que como factor principal esto puede repercutir en la longevidad y el éxito de los mismos.

2. PALABRAS CLAVE:

Implante, flexión mandibular, tensión, estrés, deformación, estructura.

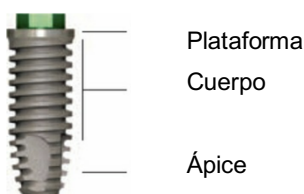
3. ANTECEDENTES GENERALES

La rehabilitación protésica no es solo para reparar defectos orales, sino también para mejorar la capacidad de masticación. En pacientes edéntulos la rehabilitación con implantes y prótesis fija mejora el estado nutricional y los hábitos alimenticios(5).

3.1 IMPLANTES

Un implante dental es un componente regularmente elaborado a base de titanio que se incrusta debajo de los tejidos blandos, y se encuentra en contacto con el hueso, el implante soporta la prótesis, frecuentemente mediante pilares y otros componentes,(6) (Ver Figura 1). Actualmente, es alta la aceptación de los implantes dentales como método para el remplazo de dientes perdidos(7).

Figura 1: El cuerpo del implante es la porción del implante dental que se diseña para ser colocada en el hueso para anclar los componentes protéticos. El cuerpo del implante se divide en plataforma, cuerpo y ápice.



Tomada del autor Carl E. Misch, et al.(8)

El titanio es uno de los componentes principales que se encuentran en los implantes, existen cuatro grados de titanio sin alear y comercialmente puro para aplicaciones dentales, designados como grados que van del 1 a 4. Estos grados se definen por su contenido de oxígeno y hierro, ya que estos elementos tienen un efecto sustancial en las propiedades mecánicas y físicas del metal, incluso en concentraciones muy pequeñas, (ver Tabla 1).

Tabla 1: Propiedades mecánicas del titanio y sus aleaciones

Propiedades	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4	Grado 5 (Ti-6Al-4V)	Ti-13Nb-13Zr
Fuerza de tensión (MPa)	240	345	450	550	860	1030
Límite elástico (0.2% offset; MPa)	170	275	380	485	795	900
Elongación (%)	24	20	18	15	10	15
Área de reducción	30	30	30	25	25	45

Tomado del autor Masa R, Braunitzer G & Giraldo R et al. (9,10)

La excelente biocompatibilidad y las propiedades físico-químicas de los implantes dentales de titanio posicionan al titanio como el estándar de oro en la odontología de implantes. Mientras que la seguridad y el éxito del Ti de grado 4 está bien documentado, el grado 5 ofrece buenas propiedades físicas y una biocompatibilidad y supervivencia similar,(9) (ver Tabla 2).

Tabla 2: Características de los diferentes implantes

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)
MIS®	Ti-6Al-4V (Grado 5)	8 – 16mm	Ø3,3mm Ø3,9mm Ø4,3mm Ø3,9mm Ø5,0mm	MIS C1®, MIS V3®, MIS SEVEN®, MIS M4®
NobelBiocare®	x TiUnite® (Grado 4)	7-18mm	Ø3,0mm Ø3,5mm Ø4,3mm Ø5,0mm Ø5,5mm	NobelReplace®, NobelActive®, Nobel Speedy®
NeoDent®	Titanio (Grado 4)	8-18mm	Ø 3.5 mm Ø 3.7 mm Ø 4.0 mm Ø 5.0 mm	Helix GM®, Drive GM®, Titamax GM®
Alpha-Bio®	Ti-6Al-4V (Grado 5)	6-16mm	Ø 3.3 mm Ø 3.7 mm Ø 4.2 mm Ø 5.0 mm Ø 6.0 mm	Neosystem®, Ice®, Nice®, Neo CS®, NeolH®, DFI®

Información tomada de la ficha técnica de implantes Straumann, MIS, NobelBiocare, Neodent, Alpha-Bio

La rehabilitación del implante consiste en un aparato fabricado a medida de la boca del paciente que sustituye uno o varios dientes perdidos. Existe una gran variedad de prótesis ya sean fijas o removibles, en función de las necesidades de cada paciente.

3.2 PRÓTESIS FIJA

El término general para cualquier prótesis que está firmemente fijada a un diente o dientes naturales, o a uno o más implantes dentales / pilares de implantes; no puede ser removida por el paciente: corona artificial, dentadura completa fija, dentadura parcial fija(6).

3.3 PRÓTESIS FIJA PARCIAL

Cualquier prótesis dental que esté cementada, atornillada o fijada mecánicamente o retenida de los dientes naturales, las raíces de los dientes y/o los implantes/pilares dentales que proporcionan el soporte primario para la prótesis dental y la restauración de los dientes en un arco parcialmente desdentado; no puede ser retirada por el paciente(6).

3.4 PRÓTESIS FIJA COMPLETA

Es una prótesis dental fija que reemplaza toda la dentadura y las estructuras asociadas de los maxilares o la mandíbula; no puede ser retirada por el paciente; la terminología descriptiva (modificadores) expresada como adjetivos de cada prótesis dental fija puede incluir elementos tales como el método de retención, la composición, la naturaleza del soporte, las características de diseño y/o la forma de anclaje(6).

Las prótesis fijas van conectadas al implante por medio de una estructura, la cual puede ferulizar todos los implantes colocados en la arcada o puede estar segmentada en dos o tres partes dependiendo de la cantidad de implantes colocados, esta estructura esta sujeta al implante por medio de un tornillo.

3.5 ESTRUCTURA

Se refiere a la parte esquelética de una prótesis (generalmente de metal, a veces de cerámica) alrededor de la cual se fijan las partes restantes de la prótesis para producir una reposición acabada(6).

El objetivo del diseño de las estructuras metálicas sobre implantes es que sean resistentes y de ajuste preciso para poder ferulizar múltiples implantes y poder retener la prótesis definitiva(11). Para las prótesis dentales, la estructura puede ser cualquier metal o combinación de metales o material cerámico, con diversas formas.

Propiedades físicas como el límite elástico, la dureza Vickers y la ductilidad (% de alargamiento) son propiedades que los clínicos y los técnicos de laboratorio dental tienen en cuenta al decidir qué aleación debe utilizarse para las estructuras dentales(12).

Cuatro metales nobles se utilizan en las aleaciones dentales: oro, paladio, plata y platino(10). A continuación, se muestran las propiedades físicas de los metales utilizados en las estructuras de implantes fijos, (ver Tabla 3).

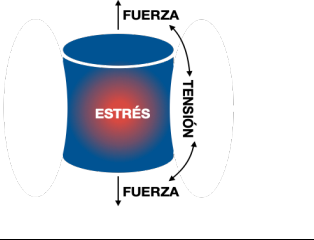
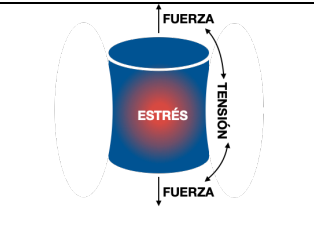
Tabla 3. Ventajas y desventajas de los diferentes tipos de aleaciones en la estructura

		Ventajas	Desventajas
Aleaciones metales nobles	Oro-Cobre-Plata-Paladio	-Color -Más flexible que las aleaciones de metales base	-Alto costo -Plata decolora porcelanas
	Oro-Plata-Paladio	-Resistentes a la corrosión -Menor contracción -Alta biocompatibilidad -Fáciles de soldar	
	Paladio-Cobre-Galio-Plata	-Económicos en comparación de aleaciones de oro	-Menor ductilidad -Menos resistencia a la corrosión -Menor densidad que el oro Plata se oxida fácilmente y decolora porcelanas -Difícil manipulación -Alta dureza que dificulta su corte y su pulido
	Plata-Paladio		
Aleaciones metales base	Níquel-cromo	-Gran resistencia a la corrosión -Menos conductividad térmica -Bajo Costo -Alto módulo de elasticidad (Rigidez)	-La facilidad de formación de óxidos facilita su fractura -Son difíciles de ajustar intraoralmente -Alergias al níquel
	Cromo-cobalto	-Resistencia a la pigmentación	
	Titanio	-Biocompatible -Gran resistencia a la corrosión -Baja gravedad -Bajo costo -Posibilidad de fresar las estructuras	-Difícil de fundir por su alto punto de fusión

Tomado de Drago C, Astrand Y. & Al Jabbari.

Las estructuras deben ser fabricadas con materiales y prototipos que permitan un ajuste pasivo y preciso entre las estructuras y los implantes y/o pilares, cuando no existe una pasividad en la estructura se crean estas tres variables que actúan sobre la estructura estrés, deformación y tensión, (ver Tabla 4).

Tabla 4. Variables que actúan sobre la estructura

ESTRÉS	Cuando un cuerpo es accionado por una carga externa, sufre una deformación. Una resistencia que se opone a esta deformación se construye en el cuerpo debido a la capacidad inherente del material. Esta resistencia a la deformación. (13)	
DEFORMACIÓN	Es el cambio de dimensión a la dimensión original correspondiente. Todos los materiales que son sometidos a fuerzas externas, se deformarán (alargamiento, acortamiento, torsión son algunos ejemplos de deformación).(13)	
TENSIÓN	La fuerza de tensión se define como la fuerza que se transmite a través de una cuerda, cordón o estructura cuando se tira de fuerzas que actúan desde lados opuestos.(14)	

Tomado de Jayaram M.A Darbel Vw et al. Figuras. Fuente propia.

Cuando no existe pasividad en la estructura se crean fuerzas que actúan sobre la misma y sus componentes. Los efectos de las fuerzas se relacionan con la estabilidad de la estructura en su conjunto, y los componentes se hacen lo suficientemente fuertes para cumplir sus funciones particulares.

Estas estructuras pueden sufrir diferentes fuerzas excéntricas que actúan sobre la estructura en especial en aquellas sobre implantes mandibulares ya que este hueso realiza movimientos durante la función masticatoria.

3.6 MANDÍBULA

La mandíbula está situada en la parte inferior de la cara. Se distinguen tres partes: una parte media, el cuerpo, y dos partes laterales, las ramas (ramas ascendentes), que se alzan en los extremos posteriores del cuerpo.

Cuerpo: El cuerpo está incurvado en forma de herradura. Presenta una cara anterior convexa, una cara posterior cóncava, un borde superior o alveolar y un borde inferior libre.

Ramas: Las ramas de la mandíbula son rectangulares y alargadas de superior a inferior, y presentan dos caras, una lateral y otra medial, y cuatro bordes. La apófisis condilar está adherida a la rama mandibular por una parte estrecha, el cuello de la mandíbula. La apófisis coronoides es triangular. Su cara lateral es lisa; su cara medial presenta la cresta temporal Su borde anterior tiene continuidad con el labio lateral del borde anterior de la rama mandibular(15).

La mandíbula humana presenta un complejo comportamiento biomecánico elástico bajo carga funcional. Esto se debe tanto a su conformación anatómica en forma de herradura con la inserción de músculos y ligamentos, por lo tanto, puede ser deformado, este efecto se le conoce como deflexión mandibular.

3.7 DEFLEXIÓN MANDIBULAR

Goodking y Heringlake en 1963, observaron la deflexión mandibular durante los movimientos de apertura y cierre de la mandíbula, observaron que los músculos del piso de boca y los músculos pterigoideos laterales ejercen una contracción sobre la mandíbula, causando una flexión que resulta en cambios en el ancho del arco(16).

La contracción de los músculos pterigoideos externos se encarga de flexionar el maxilar inferior durante la protrusión y la máxima apertura lo que causa a su vez, deflexión de la rama de la mandíbula haciendo un movimiento sagital en las partes posteriores, todos estos músculos, tendones y ligamentos que se encuentran unidos a la mandíbula,

provocan cambios en el hueso mandibular a diferentes niveles: distancia intercondilar, gonion, distancia interforaminal(17)(18), (ver Figura 2).

FIGURA 2: Contracción sobre la mandíbula, causando una flexión que resulta en cambios en el ancho del arco(16).



La biomecánica es un punto importante dentro de la implantología, junto con otros factores como la oclusión, la articulación temporomandibular, la función y la estética. La característica principal de una prótesis apoyada en un implante es el hecho de que su fijación viene dada por la conexión de un material aloplástico (el implante) a un tejido vivo (el hueso)(19).

3.8 BIOMECÁNICA

Se define como la respuesta de los tejidos biológicos a las cargas que se producen, para el estudio de la biomecánica se utiliza la metodología de la ingeniería mecánica donde se aplica la relación de estructuras y la función de las fuerzas vivas. Términos como la tensión, estrés y deformación son muy importantes en implantología, debido a que se crean diferentes complicaciones por las tensiones que se producen en los elementos protésicos, como el aflojamiento y fractura de tornillos, hasta la fractura de la prótesis. Las prótesis fijas atornilladas sobre implantes van a estar sometidas a dos tipos de fuerzas: las cargas estáticas y las dinámicas. Se define como carga estática aquellas que son de carácter constante, incluso cuando no existe carga oclusal, y esta principalmente dará por los movimientos mandibulares cuando no existe un ajuste pasivo de las estructuras. Las cargas dinámicas dependen de las fuerzas de oclusión y es por definición aquella que se aplica cuando se genera un movimiento. Todos los procesos

fisiológicos son biomecánicos interactivos y de múltiples niveles. El efecto es acumulativo y puede resultar en una sobrecarga del implante(20).

Desde un punto de vista biomecánico, la flexión funcional de la mandíbula sugiere otra consideración importante: en el arco mandibular, una férula rígida de dientes naturales o implantes osteointegrados mediante un puente de arco fijo completo podría generar tensiones de torsión que, en la dentadura natural, pueden ser compensadas por el potencial de adaptación del ligamento periodontal, (ver Figura 3). Se ha sugerido que esas tensiones pueden surgir también en la superestructura de la prótesis, con posibles fracturas de la cerámica y fallos del cemento de cementación.

FIGURA 3: Movimiento de apertura libre.

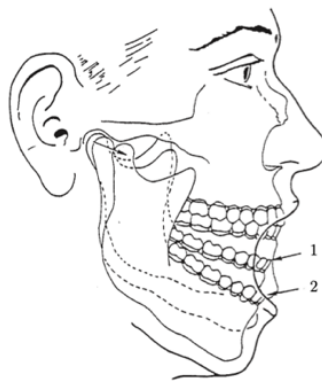


Figura tomada de autor Okeson et al(21)

Los problemas biomecánicos comunicados que resultan de la deformación torsional de la mandíbula son más críticos en los pacientes que muestran hábitos parafuncionales como el bruxismo. La definición de principios protésicos y biomecánicos bien aceptados en pacientes edéntulos tratados con restauraciones fijas apoyadas en implantes ha sido uno de los principales objetivos de la investigación sobre implantes en el último decenio. En las prótesis fijas apoyadas en implantes, una distribución biomecánica óptima de las tensiones en la superestructura de la prótesis y la infraestructura del implante es de importancia, ya que en ella influyen muchos factores diferentes como, entre otros, el diseño correcto de la prótesis y el esquema oclusal(1,22).

De ahí nace la necesidad de hacer una correcta planeación quirúrgica protésica, principalmente para tomar la decisión de cuantos implantes se van a colocar en que zona y si la restauración protésica de la estructura va a ser ferulizada o segmentada en dos o tres secciones.

3.9 PLANEACIÓN QUIRÚRGICA-PROTÉSICA

Se puede realizar la rehabilitación de los pacientes que presentan ausencia total de los órganos dentarios en el maxilar inferior de diferentes maneras ya sea utilizando prótesis fijas o removibles. El uso de dos o cuatro implantes para retener las dentaduras removibles mandibulares se ha indicado con resultados clínicos y radiográficos aceptables. Al momento de pasar a una prótesis fija se colocan de cuatro a seis implantes. Varios factores influyen en la decisión entre las dentaduras removibles como la relación intermaxilar, la higiene oral, el costo y la preferencia del paciente. En el caso de los pacientes que sean candidatos para una prótesis fija se tendrá que hacer una historia clínica, valoración, diagnóstico y plan de tratamiento para tomar la decisión de sobre cuantos implantes se hará la planeación quirúrgica, y si será una estructura ferulizada o segmentada en dos o tres secciones. Dado a que la carga oclusal se transfiere directamente a la estructura, luego a los implantes y después al hueso se cree que la biomecánica de la prótesis soportada por el implante desempeña un papel importante en la longevidad del hueso alrededor de los implantes dentales, (ver Figura 4).

FIGURA 4: Planeación quirúrgica con 4 o 6 implantes.

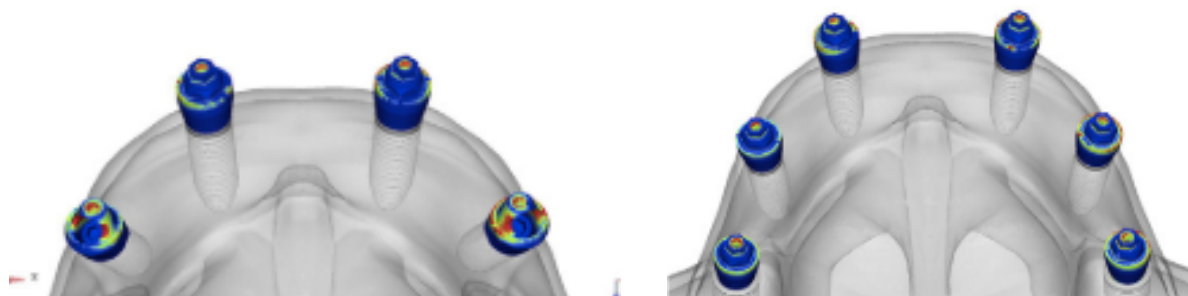


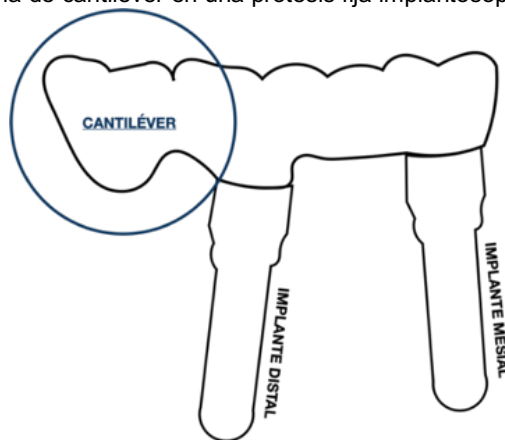
Figura tomada del autor Cláudia Lopes Brilhante Bhering et al.(23)

Por lo anteriormente expuesto, las prótesis mandibulares con cantiléver apoyadas en implantes tienen un papel importante, en este tipo de prótesis las tensiones tienden a concentrarse en el hueso cortical en el aspecto disto-lingual al implante más posterior donde se aplica la carga oclusal, la longitud del cantiléver, el número de implantes y la rigidez son un importante objeto de estudio(19).

3.10 CANTILÉVER

Los cantiléver distales han sido discutidos en la prostodoncia fija como un método para restablecer la oclusión cuando no hay dientes o implantes posteriores que soporten la prótesis, (ver Figura 5). Algunas de las razones para incorporar el diseño de cantilevers distal en las prótesis soportadas por implantes incluyen la reducción del número de implantes utilizados para soportar una prótesis, lo que también tiene una reducción en el costo de las restauraciones; una menor necesidad de intervención quirúrgica; y una simplificación de la cirugía en aquellas áreas anatómicas que están asociadas con el haz vascular del nervio alveolar inferior o el suelo del seno(1,24).

FIGURA 5: Representa zona de cantiléver en una prótesis fija implantosoportada por dos implantes.



Fuente propia

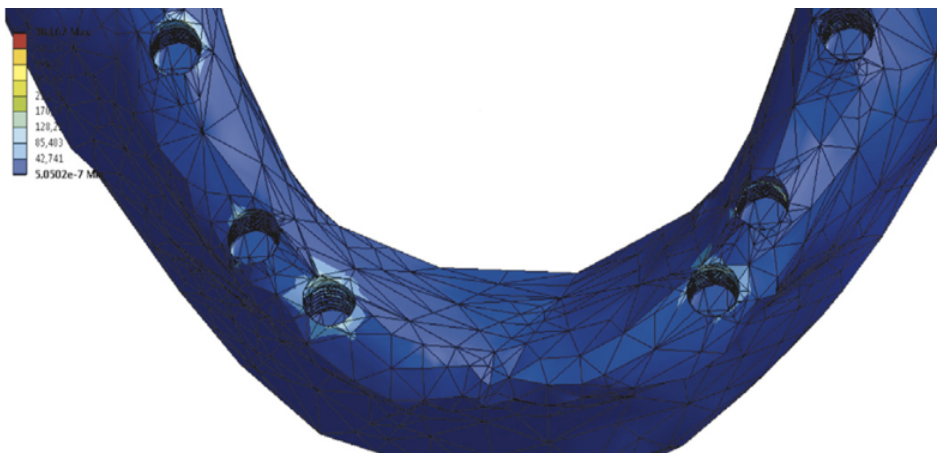
Por lo tanto, conocer las variables de una rehabilitación protésica del maxilar inferior es importante, ya que basados en evidencia científica sobre qué protocolo quirúrgico y protésico aporta mayores ventajas, permitirán hacer tratamientos más predecibles y con una alta tasa de éxito. Hacer un estudio con modelos simulados con elementos finitos permitiría modelar, estructurar y analizar sus propiedades de manera *in silico*(21,25).

3.11 ELEMENTOS FINITOS

El análisis de elementos finitos (FEA) es una herramienta de investigación próxima y significativa para los análisis biomecánicos en la investigación biológica.

Es un método definitivo para modelar estructuras complejas y analizar sus propiedades mecánicas. En implantología se ha utilizado para estudiar los patrones de tensión en varios componentes del implante y también en el hueso periimplantario. También es útil para estudiar las propiedades biomecánicas de los implantes, así como para predecir el éxito de los implantes en condiciones clínicas. Este método de análisis de las cargas traumáticas simuladas puede utilizarse para comprender la biomecánica de la fractura. Los elementos finitos tienen varias ventajas en comparación con los estudios en modelos reales. En los estudios de implantes se utiliza para evaluar la tensión mecánica en el hueso perimplantario y las estructuras que soporta, se utilizan varios tipos de tensión, entre ellos la tensión de von Mises, la máxima, la mínima tensión principal y la máxima tensión de cizallamiento. El estrés de von Mises es la variante de estrés de valor escalar más frecuente y más utilizada para evaluar el comportamiento de rendimiento/falla de varios materiales, (ver Figura 6). El esfuerzo principal máximo es apropiado para la observación del esfuerzo de tracción y el mínimo da una idea sobre el esfuerzo de compresión(26).

FIGURA 6: Distribución del estrés óseo periimplantario bajo carga axial en una superestructura de una pieza.



Tomada del autor Angel Alvarez-Arenal et al. (27)

4.ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

En la actualidad existen pocos estudios que describen qué diseño protésico y configuración quirúrgica ayudaría a disminuir el estrés excesivo en una prótesis implanto soportada en el maxilar inferior durante los patrones de deflexión mandibular.

Fischman(22) et al., reportaron que una restauración fija de implantes en la mandíbula diseñada como una barra única, continua y rígida puede generar tensiones peligrosas tanto en la interfaz hueso/implante como en la superestructura de la prótesis, como resultado de las deformaciones lineales y torsionales de la mandíbula posteriores a las cargas funcionales y parafuncionales. Según Fischman, la flexión elástica de la mandíbula podría explicar la mayor pérdida de hueso alrededor de los implantes anteriores que a menudo se observa en las restauraciones de implantes de arcada completa con cantiléver distales. En la región simétrica anterior, la flexión tiene un efecto más significativo que en las secciones posteriores y un sistema de restauración fijo soportado por el implante de arcada cruzada, que es más rígido que el tejido óseo, no sigue la flexión del hueso de la mandíbula, generando así concentraciones de altas tensiones.

Baghai(28) et al., examinaron las tensiones en una prótesis soportada por 5 implantes y una superestructura de una pieza con cantilevers distales bilaterales de 16,5 mm, lo analizaron mediante un modelo tridimensional de elementos finitos de una mandíbula humana desdentada. Para determinar el efecto de la superestructura de una pieza de arco cruzado en la restricción de flexión mandibular. Para ello, se simuló 9 pares de músculos masticatorios mediante múltiples vectores de fuerza sobre las zonas de fijación. Los resultados que obtuvieron fueron una cantidad significativa de tensión (26,2 MPa) en el hueso cortical que rodea el cuello del implante situado en la sínfisis mentoniana esto como consecuencia de la flexión mandibular. En la misma zona se detectó un valor máximo de tensión de 1680 microdeformación. Además, se observó una deformación máxima de 0,35 mm en el ángulo mandibular y a mayores concentraciones de estrés y tensión se encontraron alrededor del implante más mesial.

Zarone y Sorrentino(29) et al., discutieron el efecto biomecánico de la flexura funcional de la mandíbula bajo concentración de estrés en restauraciones fijas

implantosoportadas. Se analizaron por medio de un modelo tridimensional de elemento finito de una mandíbula humana edéntula las deformidades relativas y las distribuciones del estrés en 6 diseños diferentes de sistemas de prótesis implantosoportadas (6 o 4 implantes, con o sin púnticos distales, de arco completo o barra dividida en la línea media en dos puentes libres). Una cantidad significativa de estrés en los implantes más distales y en la estructura en la sínfisis aumenta como consecuencia de la flexura funcional de la mandíbula. El análisis de las distribuciones del estrés generadas por los diferentes patrones de restauración sugiere que una división de las superestructuras a nivel de la sínfisis restaura significativamente la flexura funcional natural de la mandíbula.

Coelho(30) et al., evaluaron mediante un análisis tridimensional (3D) de elementos finitos, la distribución de las tensiones en tres modelos diferentes de prótesis de protocolo mandibular de cinco implantes, cuando estos tres se someten a una carga oclusal simulada de 100 N en la zona del cantilever: 1) modelo A, de resina totalmente acrílica temporal; 2) modelo B, metal-acrílico; y 3) modelo C, metal-cerámica. Las formas tridimensionales de los componentes de los implantes y prótesis se obtuvieron mediante mediciones manuales (por ejemplo, longitud, diámetro, paso de rosca) con una lupa y un calibre digital. Estas dimensiones se utilizaron para generar superficies digitales (Rhynoceros 3D versión 3.0), y luego se obtuvieron formas sólidas (SolidWorks 2012, SolidWorks). Las propiedades mecánicas de los materiales que estaban disponibles en la literatura, fueron introducidas para generar la malla de los modelos utilizados en la simulación. El análisis numérico de los elementos finitos se llevó a cabo simulando una carga oclusal de 100-N en la parte más distal del cantiléver y determinando sus consecuencias tanto en los lados de trabajo como en los de equilibrio. En el análisis del valor de tensión, el modelo C (55,1 MPa) recibió más tensión en la base de la dentadura que los modelos A (33,8 MPa) y B (26,0 MPa) en las plantas. Sin embargo, el modelo A concentró más tensión en el implante 1 que los modelos B y C. Concluyeron que los modelos A mostraron los valores de tensión más altos comparados con los modelos metal-acrílico y metal-cerámica en el lado de trabajo y en las plantas en voladizo. Estos resultados refuerzan la necesidad de un refuerzo de barras metálicas en el acrílico de la base de la dentadura.

Korioth y Johan(31) et al., construyeron un modelo simplificado de elementos finitos tridimensionales por computadora, que consistía en una mandíbula seccionada rehabilitada con 5 implantes de titanio y una viga de superestructura adjunta compuesta de aleación metálica y resina acrílica. El modelo fue sometido a cargas que imitaban la flexión y en menor grado, la torsión simultánea del cuerpo mandibular durante una mordida posterior bilateral. Se calcularon las tensiones principales máximas y mínimas en los lugares de los pilares de los implantes para cada una de las 6 secciones transversales de la viga de la superestructura protésica y 2 tipos de materiales. Las tensiones previstas para los implantes variaron significativamente entre los sitios de los implantes para diferentes formas de superestructura. Las tensiones principales más bajas se obtuvieron con el uso de una superestructura con una viga de forma rectangular orientada verticalmente. Contrariamente a las consideraciones teóricas anteriores, la sección transversal ideal de la superestructura de "viga en I" no produjo las tensiones más bajas. Los materiales de la superestructura con un módulo de elasticidad inferior parecen no sólo aumentar las tensiones de los pilares de los implantes en general, sino también reducir ligeramente las tensiones de tracción en los implantes más anteriores. Concluyeron que las tensiones simuladas de los pilares de los implantes pueden verse considerablemente afectadas por la forma de la superestructura protésica, por las diversas condiciones de carga de la mandíbula y, en menor medida, por las propiedades del material de la prótesis.

Barao(21) et al., realizaron un análisis de elementos finitos para comparar el efecto de diferentes diseños de sobredentaduras retenidas por implantes y de prótesis fijas de arco completo soportadas por implantes en la distribución de las tensiones en la mandíbula desdentada. Se construyeron cuatro modelos de una mandíbula humana. En el grupo OR (O'ring), la mandíbula se restauró con una sobredentadura retenida por cuatro implantes sin ferulizar con fijación O'ring; en los grupos BC (barra-clip) -C y BC, las mandíbulas se restauraron con sobredentaduras retenidas por cuatro implantes ferulizados con anclaje de barra-clip asociados o no a dos voladizos colocados distalmente, respectivamente; en el grupo FD (dentadura fija), la mandíbula se restauró con una prótesis fija de arco completo soportada por cuatro implantes. Los modelos se

apoyaban en los músculos masticatorios y en las articulaciones temporomandibulares. Se aplicó una carga oblicua de 100-N en el primer molar izquierdo. Se obtuvieron los análisis de las tensiones principales de Von Mises (svM), máxima (smax) y mínima (smin) (en MPa). El grupo BC-C mostró los valores de tensión más altos (svM1/4398.8, smax1/4580.5 y smax1/4580.2) mientras que el grupo FD mostró los más bajos (svM1/4128.9, smax1/4185.9 y 172.1). En los grupos de sobredentadura, el uso de implantes sin bisturí redujo el nivel de estrés en los componentes del implante o la prótesis (59,4% para svM, 66,2% para smax y 57,7% para smin, en comparación con el grupo BC-C) y los tejidos de soporte (reducción máxima del estrés del 72% y el 79,5% para smax, y del 15,7% y el 85,7% para smin en los huesos corticales y trabeculares, respectivamente). El hueso cortical exhibió una mayor concentración de estrés que el hueso trabecular para todos los grupos. El uso de prótesis fijas de implantes y prótesis removibles retenidas por implantes no implantados para rehabilitar la mandíbula desdentada redujo las tensiones en el tejido óseo periimplantario, la mucosa y los componentes de los implantes y prótesis(21).

5.PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Hay una gran cantidad de pacientes que presentan fractura en la prótesis fija de arco completo en el maxilar inferior, muchas veces el odontólogo no encuentra una razón evidente que justifique tal fractura, no existe un protocolo estandarizado para la rehabilitación tanto quirúrgica como protésica en el maxilar inferior desdentado, el mal diseño de una prótesis fija completa puede influir principalmente al aumento de tensión en la estructura que la soporta y la pérdida de hueso periimplantario, las consideraciones teóricas sobre la forma ideal de la supraestructura protésica soportada por el implante carecen de una interrelación con los complejos y patrones de deformación mandibular durante la función.

La flexión mandibular puede afectar el pronóstico y resultado del tratamiento de diversos procedimientos dentales y relacionados con implantes. Por lo tanto, es muy importante tomar las medidas apropiadas y adoptar una técnica correcta que ayude a disminuir la tensión en los diferentes diseños protésicos. Es escasa la información reportada en la literatura que confirmen el diseño y sobre cuantos implantes se transfieren menor tensión tanto a la estructura metálica como al hueso periimplantario.

La asociación entre fallas estructurales, fracturas de tornillos, fracaso de las prótesis entre otros problemas están relacionados a la mala planeación, por lo que existe la necesidad de un método que demuestre de manera científica y objetiva que diseño protésico-quirúrgico es el que presenta menor falla estructural al ser sometido a movimientos y cargas cíclicas.

5.1. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Se produce mayor tensión, estrés y deformación en una estructura implantosoportada durante patrones de deformación en una estructura ferulizada sobre cuatro o seis implantes o en una estructura seccionada en dos o tres partes sobre cuatro o seis implantes?

6. JUSTIFICACIÓN

Realizar un estudio de este nivel es de suma importancia ya que establece bases de un protocolo estandarizado para la rehabilitación protésica de los pacientes que sufren edentulismo mandibular, con el respaldo de un diseño protésico y quirúrgico que reduzca sustancialmente el estrés en las estructuras metálicas que soportan las prótesis, se podrán prevenir fracturas de las mismas y de los aditamentos protésicos como tornillos y pilares.

Esto subraya la necesidad de investigar a detalle la importancia de variables como la tensión el estrés y la deformación de una estructura implantoportada ya que un porcentaje elevado de esto se asocia a los patrones de deformación mandibular.

Esta aplicación clínica encaminara un respaldo científico para tratamientos con mejores resultados.

7.HIPÓTESIS

Hi: La tensión, estrés y deformación en la estructura asociada a la deformación mandibular durante la función es mayor en una estructura implantosoportada ferulizada sobre cuatro o seis implantes que en una estructura implantosoportada seccionada en dos o tres partes sobre cuatro o seis implantes.

Ho: La tensión, estrés y deformación en la estructura asociada a la deformación mandibular durante la función es igual en una estructura implantosoportada ferulizada sobre cuatro o seis implantes que en una estructura implantosoportada seccionada en dos o tres partes sobre cuatro o seis implantes.

8.OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

8.1 Objetivo General

Evaluar la tensión, estrés y deformación de una estructura implantosoportada asociado a los patrones de deformación mandibular durante la función masticatoria.

8.2 Objetivos específicos

- Identificar las zonas de mayor tensión, estrés y deformación en las diferentes estructuras implantosoportadas.
- Describir la tensión, estrés y deformación que presentan las estructuras implantosoportadas por cuatro y seis implantes ferulizados.
- Describir la tensión, estrés y deformación que presentan las estructuras implantosoportadas segmentadas a la altura de la sínfisis mentoniana por cuatro y seis implantes.
- Describir la tensión, estrés y deformación que presentan las estructuras implantosoportadas segmentadas en tres secciones una anterior y dos posteriores en seis implantes.
- Describir de acuerdo a los datos obtenidos en el análisis de elementos finitos que combinación de implantes y estructura sufre una mayor y menor tensión, estrés y deformación, en los diferentes diseños utilizados.

9. MATERIALES Y MÉTODOS

9.1 DISEÑO DEL ESTUDIO:

In silico

9.2 MUESTRA:

Muestreo no probabilístico por conveniencia.

9.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN

9.3.1 INCLUSIÓN

- Implante Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV).
- Barras Cromo-Cobalto.
- Aditamentos de implantes nuevos Zimmer.

9.3.2 EXCLUSIÓN

- Aditamento que presente algún tipo de defecto de fábrica.
- Implantes que presenten algún tipo de defecto de fábrica.

9.3.3 ELIMINACIÓN

- No fueron considerados debido a que los modelos son digitales.

9.4 VARIABLES

Tabla 5. Descripción de variables Independientes y dependientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categoría
Independiente			
Implante	Aparato protésico de naturaleza inerte, que se implanta dentro del hueso alveolar, y proporciona retención y soporte a una prótesis fija o removible.	Se escaneó el implante en el tomógrafo industrial y se importó al software Solidworks. Para la formación de las muestras. Se realizaron 2 grupos: - Grupo 1: tres modelos con 6 implantes, dos en la posición de caninos, dos primeros premolares y dos en la región de primeros molares. - Grupo 2: tres modelos con cuatro implantes colocados de la siguiente manera, en los modelos 4 y 5 se colocaron en la zona interforaminal, en el modelo 6 se colocaron dos implantes en zona de caninos y dos en zona de molares en cada hemiarcada.	Cualitativa
Estructura	Parte esquelética de una prótesis (generalmente de metal, a veces de cerámica) alrededor de la cual se fijan las partes restantes de la prótesis para producir una prótesis definitiva.	Se realizó la caracterización de las estructuras en el software solidworks. Se realizaron 6 modelos: Modelo 1: Estructura completa ferulizada conectada a seis implantes Modelo 2: Estructura segmentada en la línea media conectada a seis implantes. Modelo 3: Estructura segmentada en tres partes: dos secciones posteriores y una anterior sobre 6 implantes. Modelo 4: Estructura completa ferulizada conectada a cuatro implantes con cantilever distales. Modelo 5: Estructura segmentada en la zona de la sínfisis mandibular conectada a cuatro implantes con cantilever distales. Modelo 6: Estructura ferulizada a cuatro implantes sin cantilever distales.	Cualitativa
DEPENDIENTE			
Tensión	Magnitud física que representa la fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo.	Se midió la resistencia de la estructura en base a fuerza de compresión.	Cuantitativa por razón continua (Mpa) Media y DE
Estrés	Es una cantidad física que expresa las fuerzas internas que las partículas vecinas de un material continuo ejercen entre sí	Se midió el grado de estrés de cada una de las partes de la estructura con el análisis de elemento finito. Cantidad de fuerza que soporta la estructura. (en la escala de Von Misses).	Cuantitativa por razón continua (Mpa) Media y DE
Deformación	Relación que existe entre la deformación total y la longitud inicial del cuerpo, sometido a fuerzas de tensión o compresión.	Se observó el grado de deformación unitaria de cada una de las partes de la estructura, con el análisis de elemento finito.	Cuantitativa discreta Deformación unitaria equivalente (ESTRN) Media y DE

9.5 ESTANDARIZACIÓN

Se realizó la revisión de diferentes artículos con la finalidad de estandarizar las propiedades de cada componente para el estudio: módulo de elasticidad, relación de poisson de los diferentes tipos de hueso, implante y músculos.

9.6 FIABILIDAD

Este estudio contó con el apoyo de un investigador experto en el tema de elementos finitos que forma parte de la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, la información fue procesada y obtenida del instrumento SolidWorks 2016.

9.7 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL

Laboratorio de materiales y biomateriales de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (FEBUAP) y la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

9.8 PROCEDIMIENTOS

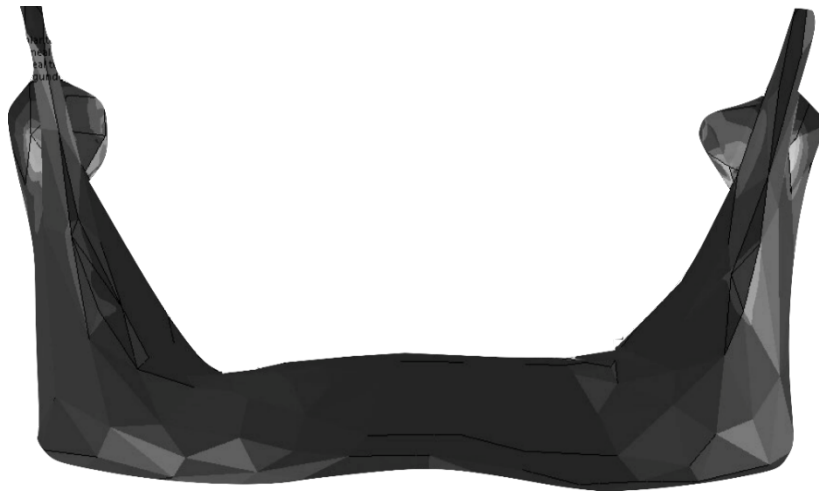
9.8.1 DISEÑO DE LOS MODELOS EN 3D

Para este estudio se emplearon implantes Zimmer Tapered Screw-Vent, con dimensiones de 3.75 mm de diámetro, por 13 mm de longitud, se obtuvieron de un estudio previo las micrografías del Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) de diferentes zonas de los implantes, se verificó que no existiera alguna falla estructural.

Se sometió el mismo implante al tomógrafo industrial (Micro CT), para ser escaneados y obtener imágenes en formato DICOM, este formato se importó al programa (SolidWorks 2016, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para realizar la caracterización de las muestras de los diferentes diseños protésicos.

El software de elementos finitos recibió el modelo 3D del implante, posterior a esto se crearon los modelos por el método de elementos finitos (MEF), este procedimiento permitió optimizar la construcción del modelo sólido de la mandíbula, (Ver Figura 7). Los modelos 3D de elementos sólidos y finitos de la mandíbula y de los implantes se diseñaron utilizando el software.

FIGURA 7: Construcción del modelo sólido de la mandíbula.



Fuente propia

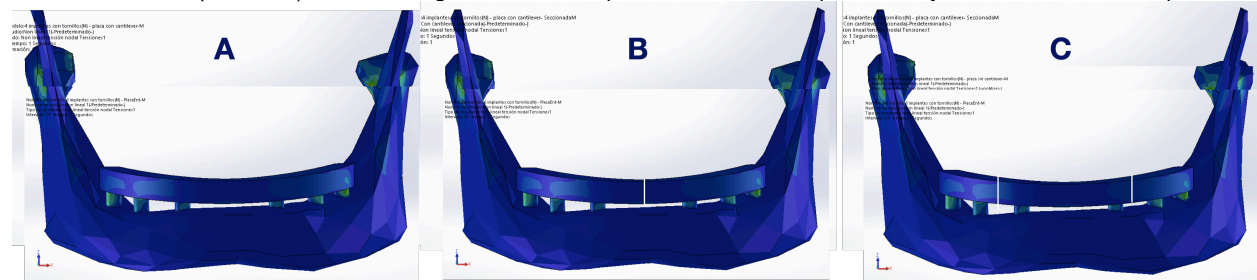
Se incorporaron al modelo implantes Zimmer taper Screw-Vent de titanio con una longitud total de 13 mm y un diámetro de 3.5 mm. Cada implante con una longitud de inserción de 13mm en el hueso se insertaron pilares de 5mm de altura en ellos. En todos los modelos, los implantes se colocaron en el centro de la cresta mandibular a ambos lados de la mandíbula, simétricamente al plano sagital.

Se analizaron seis modelos por el método de elementos finitos:

1. Mandíbula con seis implantes con una sola estructura ferulizada; los tres implantes se colocaron a 12, 24 y 31 mm de la línea media, respectivamente, a cada lado (sistema de referencia 1).
2. Mandíbula con seis implantes con estructura dividida a la altura de la sínfisis mentoniana; los tres implantes se colocaron a 3, 24 y 31 mm de la línea media, respectivamente, a cada lado (sistema de referencia 2).

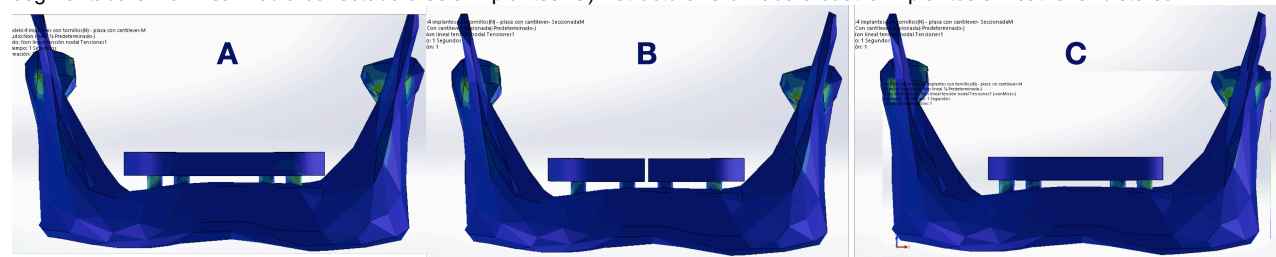
3. Mandíbula con seis implantes con estructura segmentada en 3 secciones: dos secciones posteriores y una anterior de arco cruzado; los implantes se colocaron como en el (sistema de referencia 1), (ver Figuras 8 A-C).
4. Mandíbula con cuatro implantes con una sola estructura ferulizada con cantiléver distal de 10 mm respectivamente de cada lado; los implantes se colocarán a 13 y 18 mm de la línea media, respectivamente, a cada lado (sistema de referencia 3).
5. Mandíbula con cuatro implantes y una estructura dividida en dos secciones independientes a la altura de la sínfisis; los implantes se colocaron como en el (sistema de referencia 3).
6. Mandíbula con cuatro implantes con una sola estructura ferulizada sin cantiléver distal, los implantes se colocaron a 13 y 31 mm de la línea media, respectivamente, a cada lado (sistema de referencia 4), (Ver Figuras 9 A-C).

FIGURA 8: Grupo 1: A) Estructura completa ferulizada conectada a seis implantes, B) Estructura segmentada en la línea media conectada a seis implantes. C) Estructura segmentada en tres partes: dos secciones posteriores y una anterior sobre 6 implantes.



Fuente propia.

FIGURA 9: Grupo 2: A) Estructura completa ferulizada conectada a cuatro implantes con cantilever distales, B) Estructura segmentada en la línea media conectada a seis implantes. C) Estructura ferulizada a cuatro implantes sin catilever distales.



Fuente propia.

Con la ayuda del software de diseño 3D asistido por computadora (SolidWorks 2016, Dassault Systemes Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows) se le otorgó a la estructura metálica, las características de densidad, módulo elástico, relación de poisson, de una estructura de cromo cobalto, con la ayuda del sistema (2017 Autodesk® MeshMixer). Se dividió el hueso mandibular en hueso esponjoso y cortical para agregar las propiedades de cada componente (Ver tabla 6).

Tabla 6. Tabla de propiedades de cada componente para el estudio de elementos finitos

Material	Módulo de elasticidad (GPa)	Relación de Poisson	Referencia
Hueso Cortical	13.70	0.30	Abu-Hammad et al.
Hueso esponjoso	1.37	0.29	Alvarez et al.
Titanio (Implante)	110.00	0.35	Mohamed et al.
Titanio (aditamento)	110.00	0.28	Sakaguchi y Borgersen
Estructura (CrCo)	5	0.33	Sirandoni et al.

Tomado de Abu-hammad et al, Alvarez et al., Mohamed et al., Sakaguchi y Borgersen et al, Sirandoni et al.

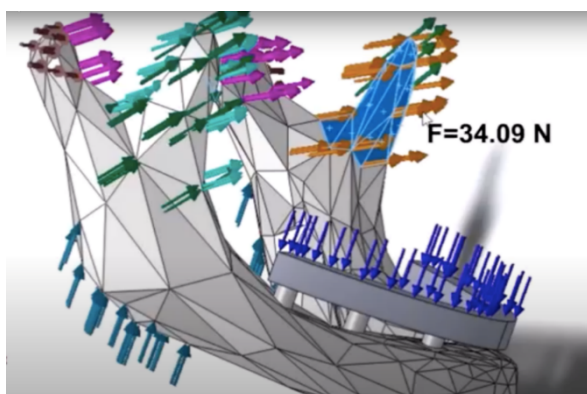
Los vectores de fuerza muscular masticatoria se colocaron de manera paralela (masetero, temporal anterior, medio y posterior, pterigoideo lateral, pterigoideo medial) colocándose en sus inserciones específicas en el hueso mandibular. La dirección y la magnitud de las fuerzas musculares se determinaron según el estudio de Koriath y Hannam(32). Se aplicó la fuerza correspondiente a máxima apertura y de deflexión mandibular perteneciente al rango máximo promedio de las personas para así poder determinar por medio de análisis (MEF), que configuración quirúrgica-protésica recibe mayor tensión, estrés y deformación a las cargas cíclicas, (Ver Tabla 7, Figura 10).

Tabla 7. Tabla de propiedades de cada componente para el estudio de elementos finitos

Número de nodos y magnitud muscular total			
	Número de nodo		Fuerza muscular total (Newton)
	Derecha	Izquierda	
Masetero	67	67	21.21
Pterigoideo Medial	38	38	136.34
Temporal anterior	43	43	12.64
Temporal medio	18	18	5.73
Pterigoideo lateral	5	5	47.49.

Tomado de Koriath TW, Hannam AG.

FIGURA 10: Zona de fijación de los músculos masticatorios (las flechas rosas indican el músculo pterigoideo lateral; las flechas verdes designan el temporal posterior, las turquesa el masetero profundo(32).



Fuente propia.

Las superestructuras protésicas de todos los modelos, fueron concebidas con una barra curva simétrica de aleación de cromo-cobalto.

Para simular el comportamiento mecánico de la mandíbula se hicieron las siguientes suposiciones:

- Se asumió la osteointegración completa de todos los implantes.
- El tejido óseo se simuló considerando hueso esponjoso como un material elástico isótropo, mientras que el hueso cortical se suponía isótropo, con un módulo de Young superior al del hueso esponjoso(1).
- El análisis estructural se supuso lineal y estático(1).

Las superestructuras protésicas de todos los modelos, fueron concebidas con una barra curva simétrica de aleación de cromo-cobalto.

Para simular el comportamiento mecánico de la mandíbula se han hecho las siguientes suposiciones:

- Se asumió la osteointegración completa de todos los implantes.
- El tejido óseo se simuló considerando hueso esponjoso como un material elástico isótropo, mientras que el hueso cortical se suponía isótropo, con un módulo de Young superior al del hueso esponjoso(1).
- El análisis estructural se supuso lineal y estático(1).

9.8.2 APLICACIÓN DE CARGA

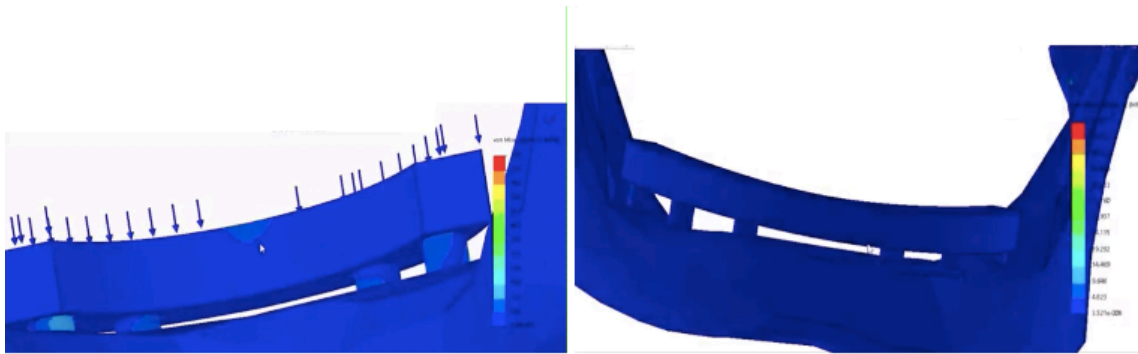
En este estudio se examinó analíticamente el efecto mecánico de la contracción de los músculos pterigoideos laterales durante los movimientos de apertura máxima de la mandíbula humana(32). Según estudios anteriores, la flexión de la mandíbula es causada principalmente por los músculos pterigoideos laterales que tiran de los cóndilos durante la apertura y el cierre máximos más allá de la posición de reposo.

9.9 INSTRUMENTOS

Análisis de Elementos finitos:

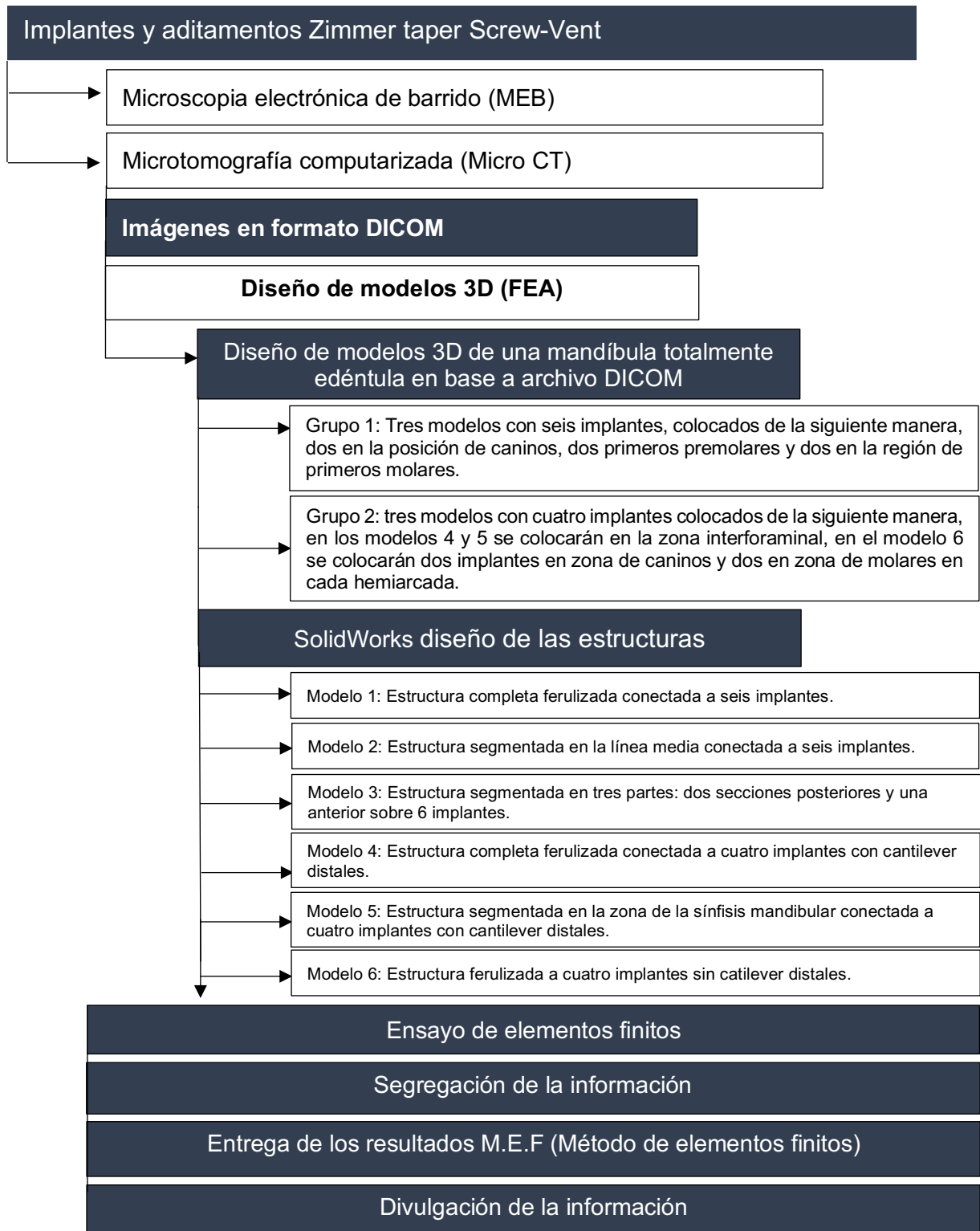
Se crearon modelos 3D de una mandíbula totalmente edéntula tomando como referencia una tomografía previa de un paciente y de los implantes y los aditamentos, las estructuras protésicas se realizaron, con el software (SolidWorks 2017, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para poder crear los grupos de estudio. Se diseñó una malla sólida basada en curvatura, con una calidad de elementos cuadráticos de alto orden para poder realizar el análisis de las pruebas de tensión, desplazamiento y deformación. Se analizaron los resultados y se describieron las características por un solo investigador experto en el tema, (ver Figura 11).

FIGURA 11: Modelos 3D de una mandíbula totalmente edéntula con implantes y aditamentos y estructuras protésicas.



Fuente propia

9.10 DIAGRAMA DE FLUJO



10.BIOÉTICA

Riesgos potenciales del estudio. Este estudio de tipo in silico al no involucrar seres vivos, y al no utilizar muestras biológicas no existen riesgos potenciales de contaminación. Al terminar el estudio los implantes y pilares utilizados serán almacenados para estudios posteriores.

11.ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó un análisis estadístico descriptivo mediante tablas de los valores máximos y mínimos de las variables de tensión, estrés y deformación. Los datos se analizaron en el paquete estadístico, excel versión 21 para Windows.

12.RESULTADOS

De acuerdo al primer objetivo planteado en esta investigación, se logró identificar las zonas de mayor tensión. Se ilustran los valores de máxima y mínimos de tensión y estrés representados en megapascuales (MPa) para diferentes diseños protésicos, (ver Tabla 8). En la visualización de las tensiones en todos los modelos presentados, éstas se encuentran ilustradas mediante colores en el modelo geométrico: la zona azul oscuro representa la región no estresada mientras que la zona roja representa las regiones más estresadas.

Tabla 8. Valores máximos y mínimos de tensión y estrés en los diferentes diseños protésicos

Cantidad de implantes	Modelo	Estructura 1-pieza		Estructura 2-piezas		Estructura 3-piezas	
		Máx	Min	Máx	Min	Máx	Min
6	1	44.139	0.12895	-	-	-	-
	2	-	-	26.77	0.50985	-	-
	3	-	-	-	-	20.233	0.031576
4	4	24.226	0.013439	-	-	-	-
	5	-	-	15.235	0.013213	-	-
	6	25.885	0.08428	-	-	-	-

Fuente propia

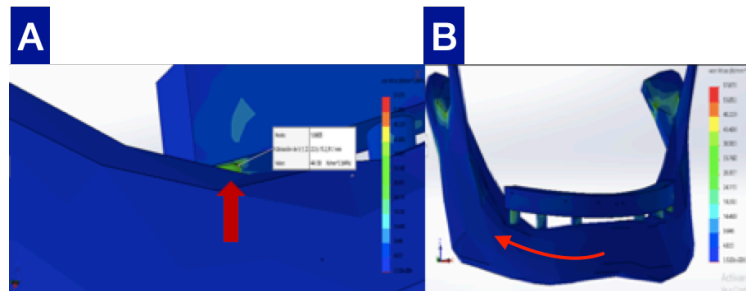
En cuanto a la deformación, se mostraron valores con base en el diagrama de bandas de colores, los valores máximos y mínimos están representados en ESTRN. Los mayores valores de tensión, estrés y deformación los presenta el modelo 1, el cual cuenta con la configuración quirúrgica de 6 implantes con una estructura única, estos valores se presentaron en la zona del implante más distal. Por otra parte, el menor estrés se produjo alrededor de los implantes mesiales en ambos lados, aumentando progresivamente hacia posiciones más distales de la estructura protésica, (ver Tabla 9 y Figuras 12, 13).

Tabla 9. Valores máximos y mínimos de deformación en los diferentes diseños protésicos

Cantidad de implantes	Modelo	Estructura 1-pieza		Estructura 2-piezas		Estructura 3-piezas	
		Máy	Min	Máy	Min	Máy	Min
6	1	0.00016379	8.4651e007	-	-	-	-
6	2	-	-	26.77	4.5771e007	-	-
6	3	-	-	-	-	20.244	1.5794e007
4	4	24.226	6.3567e-007	-	-	-	-
4	5	-	-	15.235	3.2279e-008	-	-
4	6	25.885	1.4275e-007	-	-	-	-

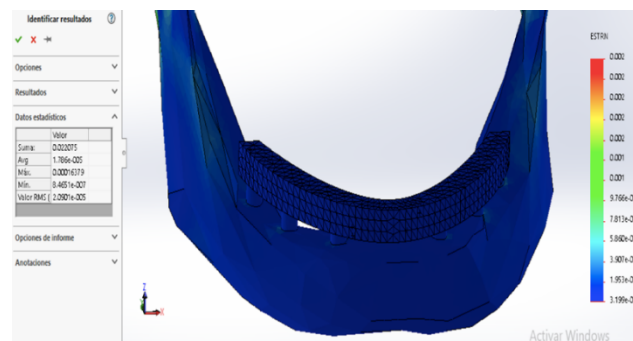
Fuente propia

FIGURA 12: Zona de máxima tensión y estrés en el modelo 1. A) la cual se presenta en la zona del implante más distal, la flecha roja indica la zona de mayor tensión. B) Tensión y estrés aumentando progresivamente hacia posiciones más distales de la estructura protésica.



Fuente propia

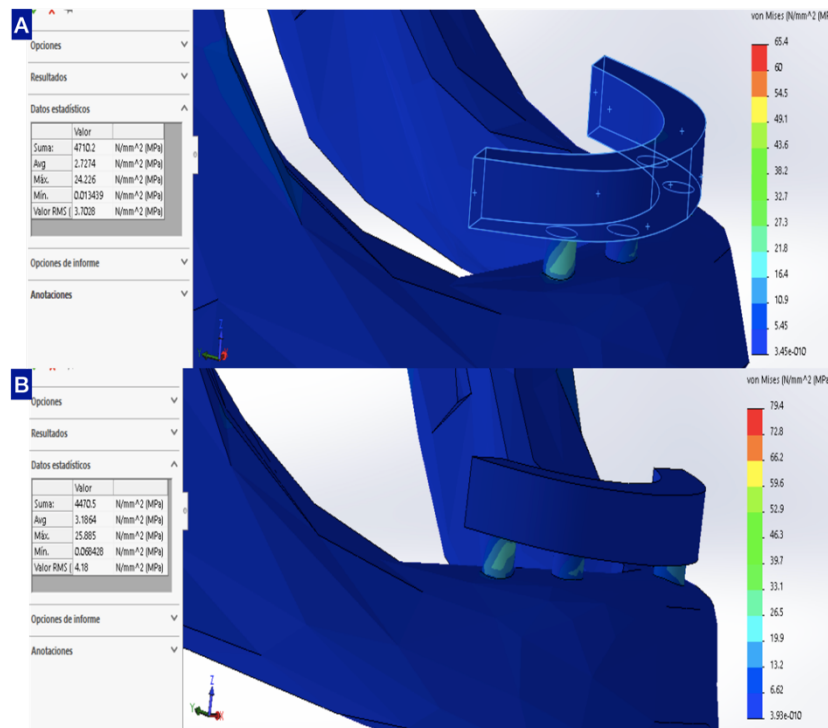
FIGURA 13: Deformación total (ESTRN) de estructura en el modelo 1, cuenta con los mayores valores de deformación total en la estructura al momento de la función.



Fuente propia

Posteriormente, se describen las zonas con mayor tensión, estrés y deformación que presentan las estructuras implantoportadas por cuatro implantes, y seis implantes ferulizados. Se puede observar que al tener una estructura única ferulizada los valores de tensión, deformación y estrés se ven aumentados por la inhibición de la deflexión mandibular natural, (ver Figura 14).

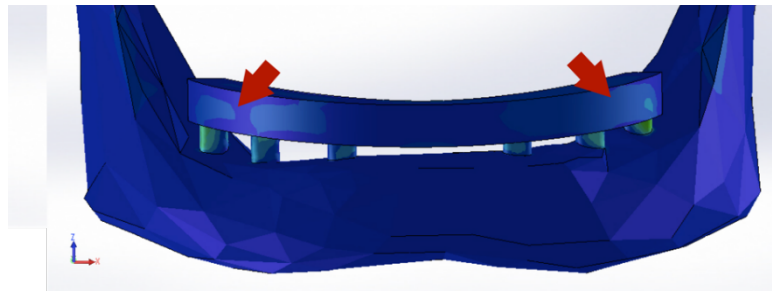
FIGURA 14: Estructuras implantoportadas por cuatro implantes. A) Modelo 3 estructura ferulizada sobre 4 implantes con cantilever, B) Modelo 6 estructura ferulizada sobre 4 implantes sin cantilever.



Fuente propia

Los mayores valores de tensión, estrés y deformación los presenta el modelo 1 el cual cuenta con la configuración quirúrgica de 6 implantes con una estructura ferulizada, esto indica que al tener implantes colocados más hacia posterior en el arco se aumenta la tensión en la estructura durante la función, presentando así altos niveles de tensión y estrés en la zona del implante mas distal de la estructura (Ver Figura 15).

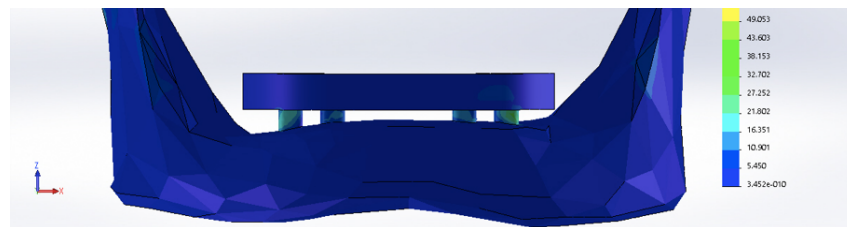
FIGURA 15: Modelo 1 estructura unica, ferulizada sobre 6 implantes, las flechas rojas indican las zonas de mayor tensión ubicadas en los sectores e los implantes más distales.



Fuente propia.

El modelo 4, muestra la configuración quirúrgica de 4 implantes en la zona interforaminal con una estructura con cantiléver ferulizada, este modelo presentó los menores valores tensión, estrés y deformación en las estructuras de 1-pieza (Ver Figura 16).

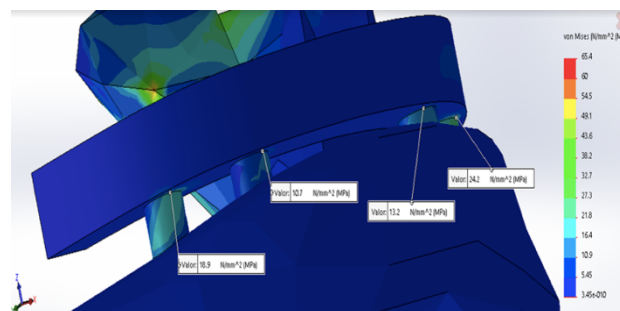
FIGURA 16: Modelo 4 estructura ferulizada con cantilever, sobre 4 implantes colocados en la zona interforaminal.



Fuente propia

Indica que entre más mesiales se ubiquen los implantes, menos tensión estrés y deformación se obtiene sobre la estructura protésica. Independientemente del tipo de estructura, los menores valores de tensión se registraron alrededor de la zona de los implantes mesiales (Ver Figura 17).

FIGURA 17: Aumento de valores de tensión del implante más mesial al más distal en el modelo 4

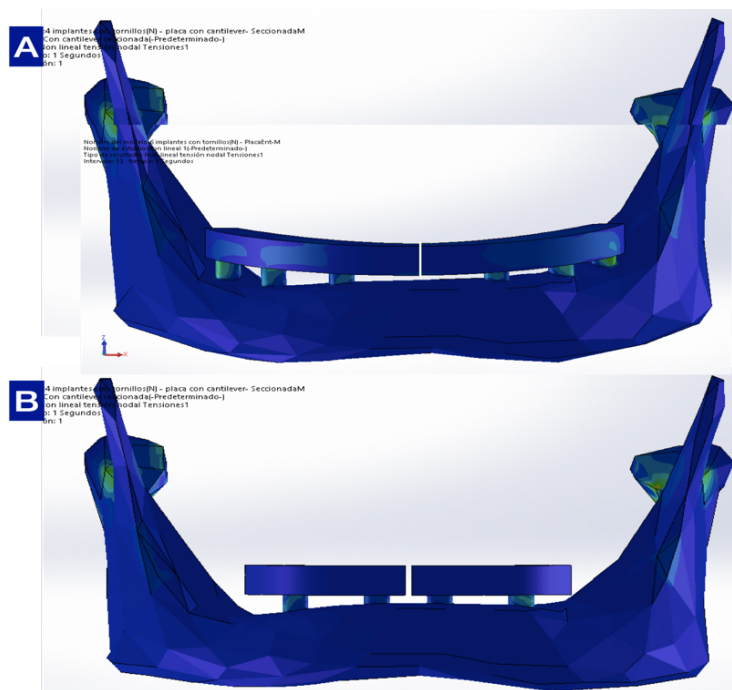


Fuente propia

En el caso de la deformación de las estructuras ferulizadas de 1-pieza, el modelo 1 de 6 implantes es el que presentó una mayor cantidad de deformación total, esto principalmente atribuido a la ubicación mas posterior del implante mas distal.

Finalmente, fueron evaluadas las estructuras implantoportadas segmentadas a la altura de la sínfisis mentoniana por cuatro y seis implantes, las cuales obtuvieron menores valores de tensión, deformación y estrés ya que permiten una deformación natural de la mandíbula con respecto al fenomeno de deflexión mandibular al tener liberada la sección central de la estructura, (ver Figura 18).

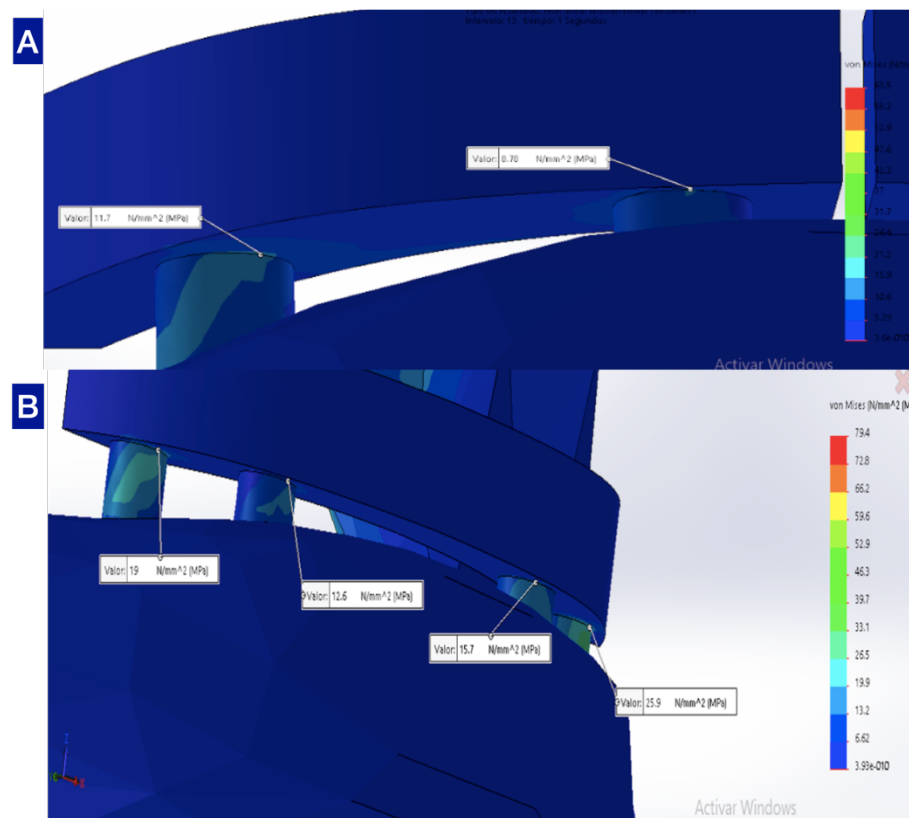
FIGURA 18: Estructuras seccionadas a nivel de sínfisis mentoniana, A) Modelo 2. Estructura sobre 6 implantes seccionada a nivel de la sínfisis mentoniana, B) Modelo 5 Estructura sobre 4 implantes seccionada a nivel de la sínfisis mentoniana.



Fuente propia

Se puede observar como el modelo Modelo 5, estructura sobre 4 implantes seccionada a nivel de la sínfisis mentoniana, obtuvieron los mejores valores de tensión, deformación y estrés con respecto a todos los modelos, ya que permite una deformación natural de la mandíbula con respecto al fenómeno de deflexión mandibular, al tener un protocolo quirúrgico interforaminal, se demostró una disminución de la tensión producida a nivel del implante mas distal con respecto al modelo 6 el cual cuenta con 2 implantes que se colocaron a 13 y 31 mm de la línea media, (ver Figura19).

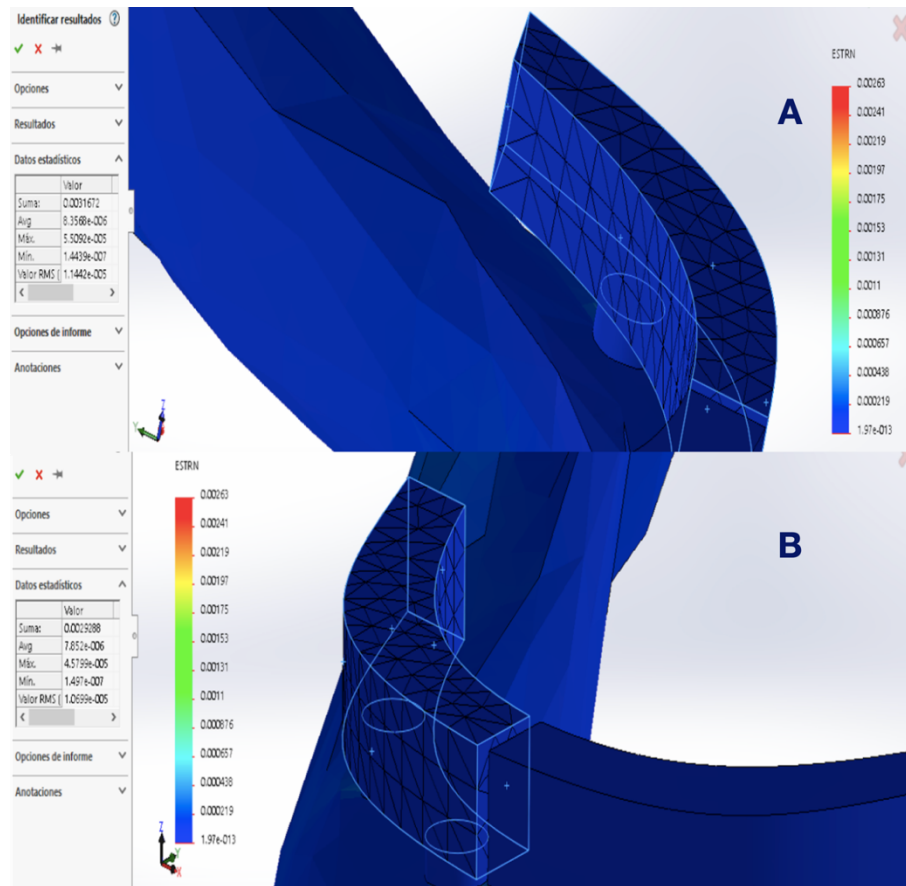
FIGURA 19: Diferencia de tensiones en el implante mas distal entre el modelo 5 y el modelo 6, demostrando como entre más mesiales se ubique el implante se produce menos deformación en la estructura.



Fuente propia

La menor deformación total se encontró en el modelo 5, el cual obtuvo valores de 3.2279×10^{-8} ESTRN, demostrando que segmentos más cortos de estructura, se produce menos deformación a los movimientos funcionales naturales, (ver Figura 20).

FIGURA 20: Modelo 5. Esquema de deformación máxima y mínima. A) Sección derecha B) Sección izquierda.

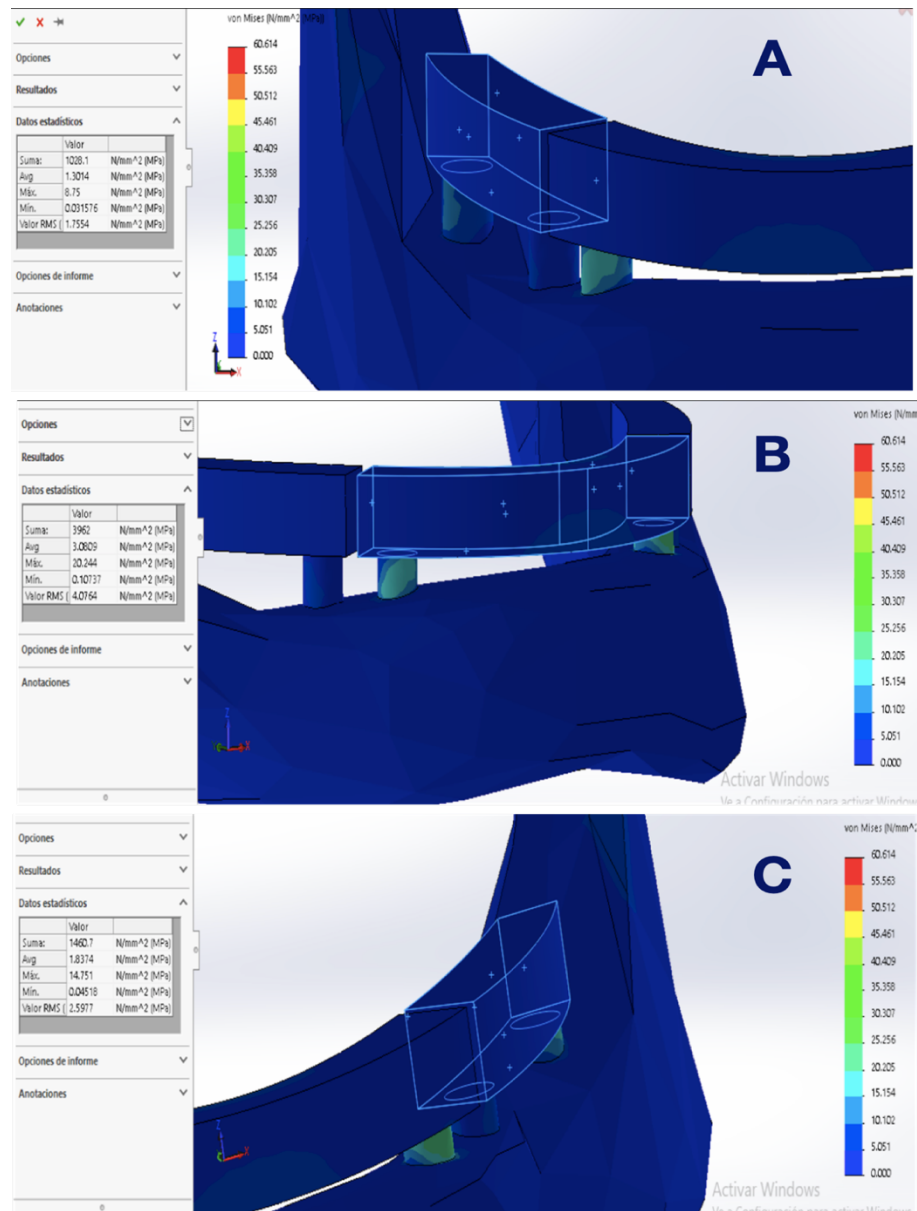


Fuente propia

Con respecto a la tensión, estrés y deformación que presentan las estructuras implantoportadas segmentadas en tres secciones una anterior y dos posteriores en seis implantes. Para esta parte del estudio, el modelo 3, cuenta con una configuración quirúrgica sobre 6 implantes y una estructura seccionada. Este modelo demostró valores parecidos al modelo 5 obteniendo los mejores resultados.

La superestructura de 3 piezas transfirió valores de tensión más bajos a la estructura que todos los modelos con configuración de 6 implantes, (ver Figura 21).

FIGURA 21: Modelo 3, Esquema de tensión máxima y mínima tensión y estrés. A) Sección posterior derecha, B) Sección central, C) Sección posterior izquierda.



Fuente propia

La sección con mas tensión y estrés, fue la sección anterior de la estructura mostrando valores levemente mayores que las dos secciones posteriores, (ver Figuras 22, 23).

FIGURA 22: Modelo 3. Esquema de tensión y estrés total. En sección central.

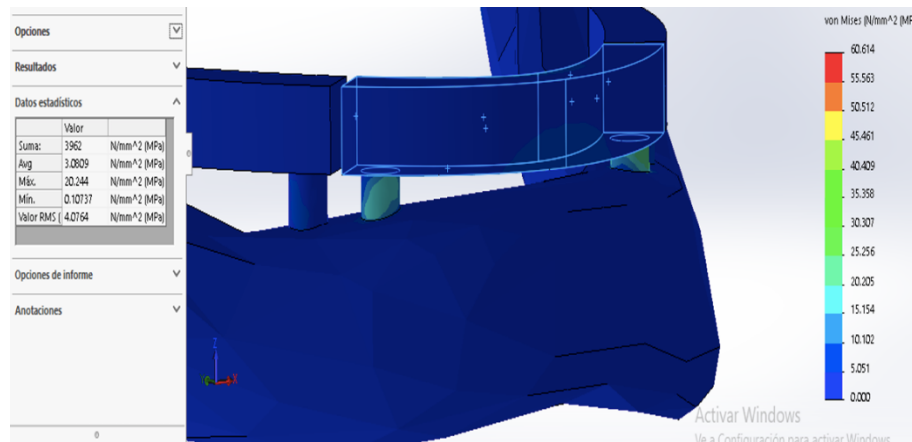
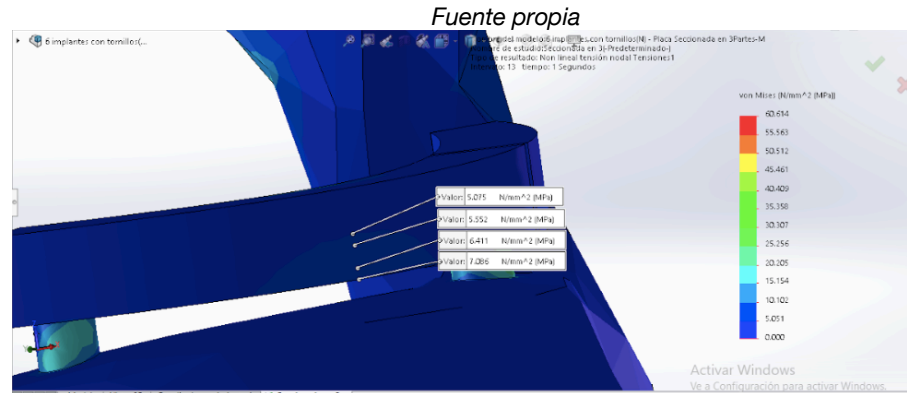
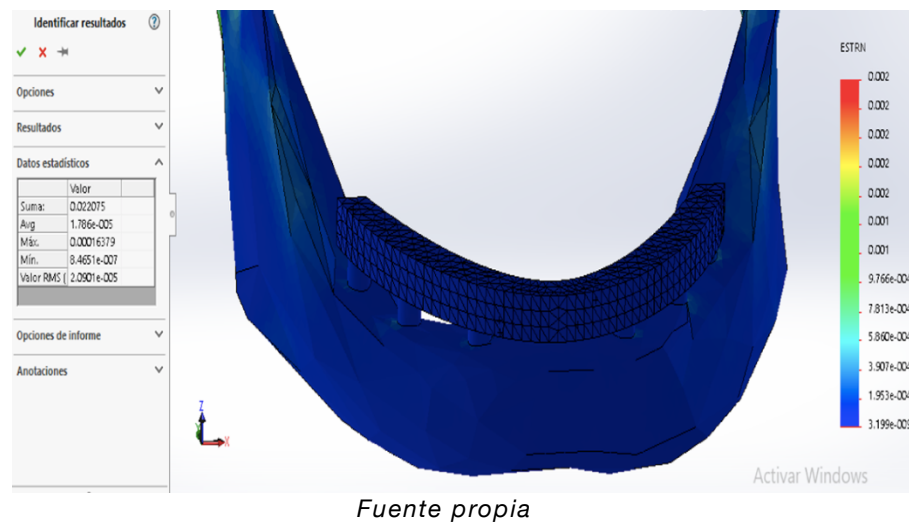


FIGURA 23: Modelo 3, Esquema de tensión máxima y mínima tensión y estrés. En sección central.



De acuerdo a los datos obtenidos en el análisis de elementos finitos la combinación de implantes y estructura que sufre una mayor tensión, estrés y deformación, en los diferentes diseños utilizados es el modelo 1 de estructura ferulizada sobre 6 implantes, (ver Figura 24).

FIGURA 24: Modelo 1, Esquema de deformación total.



El modelo el cual representa los mejores valores al momento de la simulación es el modelo 5 el cual representa los menores valores de tensión, estrés y deformación en la estructura protésica lo cual agrega mayor longevidad a la prótesis, al disminuir factores de riesgo, (ver Figuras 25 y 26).

FIGURA 25: Modelo 5. Esquema de deformación total.

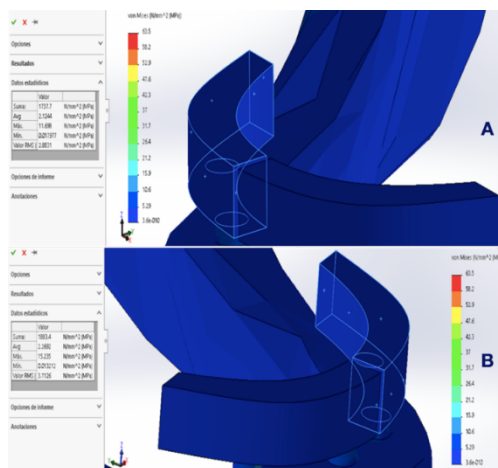
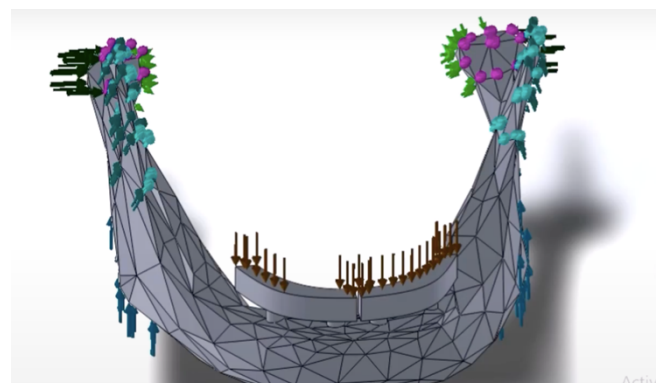


FIGURA 26: Modelo 5. en el análisis de elementos finitos.



13.DISCUSIÓN

En este estudio se evaluó la tensión, estrés y deformación de una estructura implantosoportada asociada a los patrones de deformación mandibular durante la función masticatoria en diferentes diseños protésicos.

Se han discutido los efectos biomecánicos de la flexión mandibular funcional en la concentración de estrés en restauraciones fijas implantosoportadas. Con el empleo del modelo en 3D de elementos finitos (FE), se analizaron las distribuciones de tensión, estrés y deformación en 6 diseños diferentes (6 o 4 implantes, con o sin cantilevers distales). Para lograr resultados fiables en el análisis tridimensional de elementos finitos, los modelos deben imitar las condiciones reales in vivo con la mayor precisión posible. Para ello, se consideró que el hueso mandibular modelado por completo con huesos corticales y esponjosos era anisótropo. Además de colocar las diferentes inserciones musculares las cuales crearon la simulación de la deflexión mandibular.

En cuanto al diseño de las estructuras, éstas fueron agregadas al programa SolidWorks, la dirección y la magnitud de las fuerzas musculares fueron similares al estudio reportado por Koriath y Hannam(32), creando así un modelo anisotrópo lo que imitaría mejor la situación clínica real, el modelo construido se exporto al software de elementos finitos para su análisis.

Los análisis de los modelos 3D en este estudio, permitieron relacionar la cantidad y distribución de las principales tensiones en la superestructura protésica para diferentes situaciones restauradoras. Se han realizado varios estudios sobre las tensiones que rodean a los implantes dentales, incluida la calidad y cantidad ósea, el diseño del implante, el uso de instrumentos, la cantidad y distribución de tejido, los implantes y el diseño de la superestructura. Los estudios in vivo plantean importantes desafíos técnicos y han sido en gran medida limitados a estudios de transmisión de fuerza masticatoria y efectos en la estructura. El modelado o simulación por computadora permite aislar ciertos factores, pero a menudo requiere suposiciones sobre ciertas variables. Con las rápidas mejoras y desarrollos de la tecnología informática, el EF se ha convertido en una poderosa técnica en la biomecánica de los implantes dentales debido a su versatilidad en el cálculo de las distribuciones de tensión dentro de estructuras complejas. Al comprender la teoría básica, el método, la aplicación y las limitaciones del AEF en

implantología, el clínico estará mejor equipado para interpretar los resultados y extrapolarlos a situaciones clínicas.

El análisis de los modelos 3D en este estudio fue meramente descriptivo, sin embargo, resulta importante la generación de conocimiento con respecto a esta área tan poco estudiada y entendida, además de que para este estudio permitió relacionar la cantidad y distribución de las principales tensiones en la superestructura protésica para diferentes situaciones restauradoras.

Los mayores valores de tensión, estrés y deformación los presenta el modelo 1, el cual cuenta con la configuración quirúrgica de 6 implantes con una estructura única, estos valores se presentaron en la zona del implante más distal. Estos resultados difieren de lo reportado por Roshanak et al., ya que en su estudio encontraron mayores valores de tensión en el implante más mesial, esto se puede deber a que sus simulaciones se hicieron en guía incisal y no en máxima apretura que es la posición donde más se producen los patrones de deformación mandibular(28). Sin embargo, estos resultados confirman las observaciones de Fischman & McCartney donde indica que las restauraciones metálicas soportadas por implantes, debido a su rigidez pueden interferir con la naturaleza de la flexión espontánea de la mandíbula, creando así importantes limitaciones biomecánicas. Por lo tanto, según Fischman (1990) y McCartney (1992), es preferible una estructura segmentada(22).

Para los modelos que presentan las estructuras ferulizadas sobre cuatro y seis implantes, muestran valores más elevados que las estructuras seccionadas. Esto coincide con el estudio de Zarone et al., observaron que las prótesis de arco completo soportadas por implantes redujeron la flexión mandibular al 77% y al 53% (con 4 y 6 implantes, respectivamente), aumentando los niveles de estrés en la estructura(1).

Las estructuras segmentada a la altura de la sínfisis mentoniana por cuatro y seis implantes, presentaron los menores valores de tensión, estrés y deformación. El modelo 5 (Estructura seccionada a nivel de la sínfisis mentoniana sobre cuatro implantes) es el modelo que más se aproxima a lo ideal para reducir la transmisión de tensiones y estrés a la estructura y al hueso periimplantario, coincidiendo de esta manera con el estudio de

Apicela et al., observaron, la división de la superestructura a nivel sinfisario parece ser una forma muy eficaz de conseguir un comportamiento biomecánico más natural de la mandíbula(33). Además, Zarone et al., mostraron que durante los movimientos de apertura mandibular, la menor tensión ósea se produjo alrededor de los implantes mesiales en ambos lados, aumentando progresivamente hacia posiciones más distales, como lo descrito en este estudio, ya que la menor flexión mandibular se registró con la estructura de 2 piezas sobre cuatro implantes(33).

Con respecto a la tensión, estrés y deformación que presentan las estructuras implantosoportadas segmentadas en tres secciones una anterior y dos posteriores en seis implantes, se encontraron valores parecidos a las estructuras seccionadas en dos segmentos, en el estudio de Álvarez-Arenal et al., observaron que la superestructura de 3 piezas fue el modelo que redujo sustancialmente el estrés, deformación y tensión en la estructura(34). Este resultado coincide con un estudio anterior que informó de una menor tensión ósea periimplantaria con una superestructura de 3 piezas, además de que se crea una mayor inhibición de la deformación mandibular que con una superestructura de 2 piezas.

Este estudio demostró que independientemente del tipo de superestructura o de la dirección de la fuerza, las zonas de la estructura situadas en el implante mas posterior mostraron mayores valores de tensión y estrés que las zonas mas anteriores.

La flexión mandibular puede afectar a la distribución de tensiones en las prótesis fijas soportadas por implantes, este fenómeno ha recibido poca atención en los estudios de análisis de elementos finitos. Evaluar los efectos de restricción impuestos por la superestructura de arco transversal de una pieza sobre la flexión mandibular y las tensiones del implante ayuda al proceso de evolución en implantología, una cuidadosa reevaluación de las propiedades restauradoras y biomecánicas y del comportamiento de la rehabilitación con implantes, considerando la posibilidad de utilizar nuevas geometrías y diseños protésicos dará mejores resultados clínicos en el tratamiento del paciente edéntulo.

Se aprueba la hipótesis, que propone que la tensión, estrés y deformación en la estructura asociada a la deformación mandibular durante la función es mayor en una estructura implantosoportada ferulizada sobre cuatro o seis implantes que en una estructura implantosoportada seccionada en dos o tres partes sobre cuatro o seis implantes.

Finalmente existen ciertas limitantes del estudio, el método de análisis de elementos finitos 3D se ha utilizado ampliamente en la literatura dental para resaltar las tensiones/deformaciones en el hueso periimplantario, los complejos implante/pilar y la superestructura en muchos casos diferentes. Sin embargo, el modelado matemático/computacional no puede reproducir todas las propiedades biológicas con la mayor precisión posible, por lo que el EF debe asumir simplificaciones relacionadas con las propiedades del material, la carga y la condición en el límite. Por tanto, los resultados obtenidos corresponden a una aproximación con respecto a la parte clínica.

En este estudio, supone que todos los materiales y tamaños son homogéneos y tienen propiedades elásticas de equilibrio lineal. Esto también es una limitación y debe tenerse en cuenta para mejorar la precisión de las estimaciones. Además, también se supone que todas las interfaces son estáticas y que se consigue una integración geográfica del 100%, lo que también es una limitación.

Por lo que se sugiere que para futuras investigaciones se consideren limitaciones como periodonto reducido o la angulación de los implantes en ciertos escenarios.

14.Conclusión

- La deformación flexible de la mandíbula se altera significativamente con las estructuras conectadas a implantes dentales ferulizados, creando varias limitaciones a la curvatura natural, principalmente en estructuras ferulizadas sobre 6 implantes.
- La flexión libre de la mandíbula fue inhibida por la presencia de una superestructura de arco completo 1 sola pieza.
- El análisis de las distribuciones de tensión generadas por diferentes esquemas de rehabilitación protésica reveló que la segmentación de las superestructuras al nivel de la sínfisis mandibular compensa en gran medida la flexión normal de la mandíbula.
- El concepto de tratamiento sobre cuatro implantes con estructura seccionada en dos partes, mostró el comportamiento biomecánico más favorable y puede considerarse una rehabilitación viable en la mandíbula desdentada.
- La tensión y deformación detectada a nivel de la superestructura protésica se redujo en gran medida al dividirla en dos o tres porciones independientemente, representando un tratamiento viable y con mejor comportamiento que estructuras únicas ferulizadas a 4 o 6 implantes.

15.Alcances del estudio

El presente estudio aumenta la confiabilidad en qué diseño protésico-quirúrgico escoger al momento de presentarse a diferentes escenarios, sin embargo, se necesitan más investigaciones que muestren el comportamiento mecánico de cada material de estructura sujeto a los fenómenos de deflexión y estudios clínicos prospectivos de observación posteriores para confirmar estos hallazgos.

16.Bibliografía

1. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):103–14.
2. Vairo G, Pastore S, Di M, Baggi L. Stress Distribution on Edentulous Mandible and Maxilla Rehabilitated by Full-Arch Techniques: A Comparative 3D Finite-Element Approach. *Implant Dent - A Rapidly Evol Pract*. 2011;301-17
3. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2011;26(2):304–18.
4. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):185–94.
5. Fukahori S, Kondo Y, Nodai T, Aonuma F, Tamura A, Tsuka S, et al. Implant-supported fixed prosthesis improves nutrient intake in patients with partial edentulous posterior regions. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2019;63(4):411–4.
6. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5):e1–105.
7. Rajput R, Chouhan Z, Sindhu M, Sundararajan S, Raj R, Chouhan S. “ A Brief Chronological Review of Dental Implant History ”. 1963;(November):105–7.
8. CARL E. MISCH, DDS M. *Implantología Contemporanea*. Vol. 53, Journal of Chemical Information and Modeling. 2013. 1689–1699 p.
9. Masa R, Braunitzer G. Titanium and its alloys in dental implantology Pure titanium and titanium alloys for dental purposes. *Implants* [Internet]. 2017;4:6–9.
10. Giraldo R. OL. Metales y aleaciones en odontología. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2004;15(2):53–63.
11. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. *J Prosthodont*. 2012;21(5):413–24.
12. 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):e117–26.
13. M.A J. *Strength of Materials : A Fundamental Approach Chapter-2 Simple Stress and Strain*. 2016;(June 2012).
14. Darvell BW, Clark RKF. The physical mechanisms of complete denture retention. *Br Dent J*. 2000;189(5):248–52.
15. Rouviere, delmas. *anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional*. Editorial Masson. Ed. 11^a. 2005
16. Goodkind RJ, Heringlake CB. Mandibular flexure in opening and closing movements. *J Prosthet Dent*. 1973;30(2):134–8.
17. Madani AS, Asadzadeh N, Hosseini SH. Mandibular Flexure in Anterior-Posterior and Transverse Plane on Edentulous Patients in Mashhad Faculty of Dentistry. 2012;1(1):24–8.
18. IN A, B D, Gupta L, D L. Medial Mandibular Flexure: A Review of Concepts and Consequences. *Int J Oral Implantol Clin Res*. 2011;2(2):67–71.
19. H. J, Cappo V. Biomechanics of Cantilevered Implant-Supported Prosthesis (Biomechanics in Implant Prosthodontics). En: *Implant Dentistry - The Most*

- Promising Discipline of Dentistry [Internet]. InTech; 2011.
20. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. *J Oral Implantol*. 2001;27(6):302–10.
 21. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. 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):1312–20.
 22. Fischman BM. The influence of fixed splints on mandibular flexure. *J Prosthet Dent* [Internet]. junio de 1976;35(6):643–7.
 23. Lopes C, Bhering B, Ferraz M, Takanori D. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla : A prototyping guided 3D-FEA study Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material . *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2018;69(March):715–25.
 24. Priest G, Smith J, Wilson MG. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;111(6):466–75.
 25. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(5):1131–6.
 26. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofacial Res* [Internet]. 2014;4(3):200–3.
 27. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, Dellanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(3):508–14.
 28. Naini RB, Nokar S. Three-dimensional finite element analysis of the effect of 1-piece superstructure on mandibular flexure. *Implant Dent*. 2009;18(5):428–37.
 29. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):103–14.
 30. Coelho L, Broilo J, Sartori E, Mariano L, Geremia T, Barcellos L, et al. Stress Distribution Study Using the Finite Element Method in Three Different Implant-Supported Fixed Complete-Arch Mandibular Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):299–302.
 31. Koriath TW, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent*. 1999;82(1):67–72.
 32. Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *J Dent Res*. 1994;73(1):56–66.
 33. Sorrentino R, Salameh Z, Apicella D, Auriemma T, Zarone F, Apicella A, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors. *J Adhes Dent* [Internet]. 2007;9(6):527–36.
 34. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, Dellanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed

complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. J Prosthet Dent [Internet]. 2014;112(3):508–14.