



# **BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA**

**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA**

**SECRETARIA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIO DE POSGRADO**

## **MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL**

**Comparación de la tensión masticatoria transmitida al implante y  
los tejidosperiimplantarios por los distintos materiales de  
restauración en prótesis implantosoportadas unitarias y ferulizadas  
de cuatro o seis implantes**

**TESIS**

**PARA OBTENER EL GRADO DE:**

**MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL**

**PRESENTA:**

**C.D. Lucas Abraham Matus Cañez  
ID. 222450018**

**DIRECTOR DE TESIS:**

**M.E.I. Guillermo Franco Romero  
ID. 100224722**

**ASESOR METODOLÓGICO:**

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

**LECTOR:**

**E.C.O.M Francisco Alejandro Diaz Galindo.  
ID. 100384288**

**Puebla, Puebla 11 de Junio 2024**





**BUAP**

Oficio No. FESIEP/CIFE/054/2024

C. Lucas Abraham Matus Cañez  
Estudiante de la Maestría en Estomatología Con opción en  
Terminal en Rehabilitación Oral Matrícula No.: 222450018  
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado Facultad de  
Estomatología  
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla  
**PRESENTE**

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la que 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; para comunicarle una noticia importante en relación con su proceso académico.

Con agrado, le informo que la Secretaría de Posgrado ha otorgado la aprobación para la impresión de su Tesis Titulada:

**“Comparación de la tensión masticatoria transmitida al implante y los tejidos periimplantarios por los distintos materiales de restauración en prótesis implantosoportadas unitarias y ferulizadas de cuatro oseis implantes”**

Esta tesis está inscrita en el libro de registros No. 08, página 01, con el No. de asignación 2023211, en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica. Usted presentará esta tesis para realizar su examen profesional y así obtener el grado de Maestría en Estomatología.

La aprobación de la impresión de su tesis represente un hito significativo en su trayectoria académica y profesional. Es el reflejo de su arduo trabajo, dedicación y la profundidad de su investigación en el campo de la Estomatología.

Le insto a que proceda con los pasos necesarios para la impresión y presentación de Tesis, cumpliendo con todas las normativas y plazos establecidos por la Facultad. Esto incluye la revisión final de su documento, asegurándose de que desempeñe todos los requisitos académicos y formatos establecidos, así como la coordinación con la Secretaría para la programación de su examen profesional.

Para cualquier consulta, aclaración o información adicional, le invito a contactar directamente a este Posgrado, estamos aquí para asistirle en cada paso restante de su proceso académico.

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

*“Pensar bien, para vivir mejor”*

H. Puebla de Z., a martes 11 de junio del 2024

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

\* Nota: Se anexa Formato de Impresión de Tesis – C. Lucas Abraham Matus Cañez, Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Rehabilitación Oral – S.I.E.P. –

Facultad de Estomatología - B.U.A.P. (origina) - p.s.c.y.a.

\*C.c.p. Archivo

\*MCO. FJMA/MEP. GNRCQ/yaneth



Secretaría de Investigación y  
Estudios de Posgrado  
Facultad de  
Estomatología

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

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

Para obtener el Grado de: **Maestro en Estomatología con opción terminal en Rehabilitación Oral**

**No. Registro CIFE: 2025211. Fecha de Registro ante CIFE: jueves 27 de abril del 2023.**

**Título de la Tesis:** "Comparación de la tensión masticatoria transmitida al implante y los tejidos periimplantarios por los distintos materiales de restauración en prótesis implantosoportadas unitarias y ferulizadas de cuatro o seis implantes".

**Nombre del alumno:** Lucas Abraham Matus Cañez.

**Matrícula:** 222450018.

**Domicilio:** Avenida Kino 38 y 39 #3859 San Luis Rio Colorado, Sonora.

**Tel:** 65\*31 61 25 85.

**Fecha de ingreso a la Facultad:** lunes 03 de enero del 2022.

**Firma:** \_\_\_\_\_



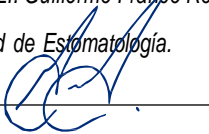
**Director de Tesis:** MEI. Guillermo Franco Romero. **Grado académico:** Maestría en Estomatología con terminal en Integral.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:** 100224722.

**Tel:** 22\*21 12 06 57.

**Firma:** \_\_\_\_\_



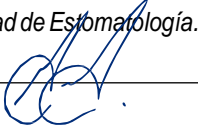
**Director de Disciplinario:** MEI. Guillermo Franco Romero. **Grado académico:** Maestría en Estomatología con terminal en Integral.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:** 100224722.

**Tel:** 22\*21 12 06 57.

**Firma:** \_\_\_\_\_



**Director Metodológico:** DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal. **Grado académico:** Doctora en Ciencias de la Salud.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:** 100289266.

**Tel:** 22\*22 78 88 41.

**Firma:** \_\_\_\_\_



**Lector:** DC. Francisco Alejandro Diaz Galindo.

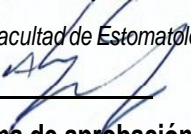
**Grado académico:** Cirugía Oral y Maxilofacial.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:** 100384288

**Tel:** 22\*26 66 76 87.

**Firma:** \_\_\_\_\_



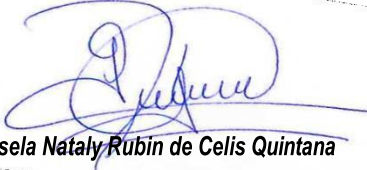
**Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Responsable de la Maestría en Estomatología con  
Opción terminal en Rehabilitación Oral**

**MEI. Guillermo Franco Romero**

**Firma:** \_\_\_\_\_



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



**MEP. Gisela Nataly Rubín de Celis Quintana**

**Fecha actual:** martes 11 de junio del 2024.



**Sello** \_\_\_\_\_



**BUAP**

Constancia No. FESIEP/CIFE/097/2023

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

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

"Comparación de la tensión masticatoria transmitida al implante y los tejidos periimplantarios por los distintos materiales de restauración en prótesis implantosoportadas unitarias y ferulizadas de cuatro o seis implantes"

Presentado por:

No.	Cargos	Nombres	ID - Matriculas
1	Responsable del Proyecto:	MEI. Guillermo Franco Romero	100294988
2	Director Metodológico:	DC. María de los Ángeles Mayaha Bernal	100289266
3	Alumno de Maestría: Terminal en Rehabilitación Oral	C. Lucas Abraham Matus Cañez	222450018

ha sido ACEPTADO, y quedara registrado en esta Secretaría de Posgrado, en el libro de registros C.I.F.E. No. 08, en la hoja No. 01 y con registro No. 2023211.

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

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., 05 de julio de 2023

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



\*C.c.p. Archivo  
\*MTRO. F.J.M./DR.FADV/\*\*\*\*\*

Facultad  
de Estomatología

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

---

lucas

---

ORIGINALITY REPORT

---

14%

SIMILARITY INDEX

13%

INTERNET SOURCES

1%

PUBLICATIONS

12%

STUDENT PAPERS

---

PRIMARY SOURCES

---

1

Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD  
AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA

Student Paper

10%

---

2

[hdl.handle.net](https://hdl.handle.net)

Internet Source

2%

---

3

[institutoscientia.com](http://institutoscientia.com)

Internet Source

1%

---

4

Kassahun Nigussie Asfew. "Improvement of  
Productivity in Metal Stamping Process of  
Ethiopian Industries Through Introducing  
CAD/CAM Based Press Tools", International  
Journal of Industrial and Manufacturing  
Systems Engineering, 2017

Publication

<1%

---

5

[journal.mtu.edu.iq](http://journal.mtu.edu.iq)

Internet Source

<1%

---

6

Submitted to Universitat Politècnica de  
València

Student Paper

<1%

---

## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. PALABRAS CLAVES.....	3
3. ANTECEDENTES GENERALES.....	4
4. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.....	17
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 GENERAL.....	28
8.2 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.....	33
9.9 INSTRUMENTOS.....	35
9.10 DIAGRAMA DE FLUJO.....	36
10. <i>BIOÉTICA</i> .....	37
11. <i>RESULTADOS</i> .....	39
12. <i>DISCUSIÓN</i> .....	57
13. <i>CONCLUSIÓN</i> .....	62
14. <i>ALCANCE DE ESTUDIO</i> .....	64
15. <i>BIBLIOGRAFÍA</i> .....	66
16. <i>ANEXOS</i> .....	69



# **1.INTRODUCCIÓN**

Hoy en día la implantología dental permite una gran variedad de tratamientos en respuesta a múltiples situaciones que presentan los pacientes, con la finalidad de ofrecer un mejor servicio y así cumplir sus expectativas funcionales y estéticas en los tratamientos.

Las opciones protésicas presentes para solucionar los problemas de ausencias dentales son múltiples y cada una de ellas se ajusta al problema particular de cada paciente, desde prótesis implanto soportadas unitarias, prótesis implanto soportadas ferulizadas, prótesis fijas de tres unidades sobre dos implantes hasta arcadas completas soportadas por cuatro o más implantes. Cada una de estas opciones vienen con sus indicaciones que se ajustan al problema del paciente para devolver no solo la estética bucal si no la salud y función del sistema estomatognático (1).

Ciertos factores físicos se tienen que tomar en cuenta al momento de planear un tratamiento protésico ya que factores como estrés, deformación y tensión pueden llevar al fracaso, si estos no son controlados al lograr distribuirlos uniformemente a lo largo de la prótesis. Estos factores físicos afectarán a las estructuras dentales tanto como al implante si no son bien dirigidos y planeados (2).

Utilizar el material protésico adecuado para lograr distribuir estos factores físicos es lo más indicado para asegurar el éxito del tratamiento. Existen una gran variedad de diferentes tipos de materiales y su comportamiento en relación a las estructuras dentales ante las fuerzas ejercidas al momento de la masticación y las ventajas de estos ante los planes de tratamiento indicados dependen de cada caso clínico en particular.

Actualmente materiales como el Polimetil-metacrilato, metal-porcelana, disilicato de litio y Zirconia se han utilizado para diferentes tipos de tratamientos por sus propiedades físicas, químicas y estéticas. El Polimetil-metacrilato actualmente se utiliza como material provisional para coronas

unitarias y también para arcadas enteras por sus propiedades, el disilicato de litio en el sector anterior ha mostrado una gran aceptación por sus propiedades estéticas y la Zirconia como material en la prótesis fija de tres unidades ha sido lo más indicado para soportar las fuerzas oclusales en sectores posteriores.

Sin embargo, son pocos los estudios que demuestran la influencia de los materiales en la distribución de las fuerzas que afectan a la prótesis y los tejidos periimplantarios causando micromovimientos del implante en el mismo hueso (3) (4).

Tener el conocimiento sobre el tipo de material de restauración, así como de la prótesis sobre implante, ayudará a conocer la manera en la que este se desenvolverá con las fuerzas y tensiones ejercidas por las funciones fisiológicas de la masticación y como las distribuirá sobre el implante y a su vez sobre el hueso que rodea y soporta al implante.

Por lo que el objetivo de la presente investigación fue comparar la tensión masticatoria transmitida al implante y los tejidos periimplantarios por los distintos materiales de restauración en prótesis implantosoportadas unitarias y ferulizadas de cuatro o seis implantes evaluadas por elementos finitos.

## **2. PALABRAS CLAVE:**

Tensión masticatoria, materiales, prótesis sobre implante, elementos finitos.

### **3. ANTECEDENTES GENERALES**

Teniendo en cuenta que la masticación es el proceso de intercambio de fuerzas entre el maxilar y la mandíbula donde se tritura el alimento con el objetivo de ser deglutido, la estructura dental está sometida a diferentes mecanismos físicos de fuerza durante este proceso. Estas fuerzas pueden causar cambios dimensionales, deformaciones y destrucción sobre las estructuras del ambiente oral tales como órganos dentales, tejido periodontal, hueso mandibular y maxilar, estos mecanismos pueden actuar de forma solitaria o en conjunto afectando también a los materiales de restauración, (5) por lo que es de suma importancia conocer sus propiedades físicas y químicas para tomar la mejor decisión dependiendo del caso clínico en particular, ver (Cuadro 1).

**Cuadro 1.** Tipos de fuerza que afectan la estructura dental

<b>Estrés</b>	Abarca compresión, flexura y tensión. Pueden causar fracturas y abfracción sobre la estructura dental.
<b>Fricción</b>	Envuelve abrasión y atrición que en conjunto refleja desgaste del diente en la zona cervical y oclusal respectivamente.
<b>Biocorrosión</b>	Degradación química y electroquímica sobre la estructura dental.

*Tomado de Dawson P. Occlusal Disease. Functional Occlusion From TMJ to Smile design. 1ª ed (4).*

Estas fuerzas también se manifestarán sobre el material restaurador seleccionado por lo que la elección del material adecuado será importante para el éxito de cualquier restauración.

### **3.1 Materiales empleados en prótesis implanto-soportadas**

La restauración se comportará de diferentes maneras ante los diferentes tipos de fuerzas dependiendo del material que sea y las estructuras que la rodean, respondiendo de maneras diversas como fractura o desgaste de la zona de contacto (6). Conocer el límite de los diferentes materiales y saber cómo responderán a las fuerzas oclusales ayudará a elegir el material restaurador dependiendo de la situación oclusal del paciente. Dentro los materiales restauradores que se pueden utilizar en una prótesis implanto-soportada se encuentran:

### **3.2 Polimetil-metacrilato (PMMA)**

Es un polímero que consta de un polvo (PMMA) y un monómero el metil-metacrilato. La gran facilidad en su uso, sus aplicaciones y sus características tales como baja densidad, buena estética, facilidad de manipulación y propiedades mecánicas convenientes han hecho del Polimetil-metacrilato una gran opción protésica (7). A lo largo del tiempo, se han usado diferentes tipos de polímeros, recientemente ha habido una gran aceptación y uso del Polimetil-metacrilato (PMMA) con fines clínicos, como su uso en coronas semipermanentes o provisionales, en los retenedores ortodóncicos, uso de prótesis implanto-soportadas y como base de prótesis.

Sus capacidades bioquímicas constan de: biocompatibilidad, no es irritante, no es tóxico, no cancerígeno y es insoluble en agua. Sus capacidades físico-mecánicas constan de alto módulo de elasticidad, resistencia a la abrasión, fatiga y el impacto de fuerzas oclusales, estabilidad dimensional, radiopaco, coeficiente de expansión térmica similar al de los dientes, ver (Cuadro 2).

**Cuadro 2.** Propiedades mecánicas del Polimetil-metacrilato (PMMA)

Propiedades Mecánicas	Valor
Módulo de Young (GPa)	2.6
Coeficiente de Poisson	0.35-0.40
Fuerza Compresiva (MPa)	76
Fuerza Tensil (MPa)	48-62
Fuerza de Fatiga (MPa)	1.5x10 <sup>6</sup> Ciclos a 17.2 MPa
Conductibilidad Térmica	5.7x10 <sup>-4</sup> °C/cm
Densidad	1.19 g/cm <sup>-3</sup>

*Tomado de Muhammad S. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. (6)*

### 3.3 Zirconia

Es un mineral que ha tenido un amplio uso en la medicina y la odontología, fue hasta el 2001 que se comercializó su uso como material restaurador dental por su gran estética y su capacidad de resistir altas fuerzas. Como uso dental, la Zirconia muestra una amplia variedad de opciones de restauraciones que van desde coronas completas, Onlay, Inlay, Overlay y table tops, prótesis fijas desde 3 unidades a más. La Zirconia ha sido un material de elección para la alta demanda de restauraciones libres de metal por su color similar al diente y sus características mecánicas lo suficientemente adecuadas para soportar restauraciones dentosoportadas como prótesis fijas de 3 unidades o más, como lo es para prótesis fijas implantosoportadas de 3 unidades sobre 2 implantes hasta prótesis implantosoportadas fijas sobre 4 o hasta 6 implantes. Sus características biológicas como biocompatibilidad hacen de este material una gran opción en la rehabilitación sobre implantes (7). Actualmente existen las opciones de implantes completamente de Zirconia por sus características biocompatibles siendo esta una gran opción en situaciones donde el tejido periimplantario no tiene el grosor adecuado para esconder la interface del implante de titanio transparentándose esta misma a través del tejido blando (8). A continuación, se muestran las propiedades mecánicas de la Zirconia, ver (Cuadro 3).

**Cuadro 3.** Propiedades mecánicas de la Zirconia

Propiedades Mecánicas	Valor
Coeficiente de Poisson	0.31
Fuerza al doblado (MPa)	1100
Módulo de Young (GPa)	210
Densidad	6.5g/cm <sup>3</sup>

*Tomado de Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. (7)*



### 3.4 Disilicato de Litio

Es un material que ofrece una gran variedad de aplicaciones restauradoras por sus grandes características estéticas y funcionales que junto con la odontología adhesiva ha permitido evolucionar la odontología mínimamente invasiva. Tiene excelentes características ópticas que permite el uso en muchos tratamientos adhesivos con el mínimo desgaste necesario, como lo son aquellas restauraciones que recubren la superficie del diente en su zona afectada y dependiendo de la zona de recubrimiento toman su nombre, por ejemplo; inlay, onlays, overlays, table tops y coronas. Este material está conformado por  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O+Al}_2\text{O}_3\text{+K}_2\text{O}$  que le da durabilidad química para la odontología restaurativa, a continuación, se muestran las propiedades mecánicas del material (9), ver (Cuadro 4).

**Cuadro 4.** Propiedades mecánicas del Disilicato de Litio

Propiedad Mecánica	Disilicato de Litio
Coficiente de Poisson	0.23
Módulo de Young (GPa)	79.77+-9.76
Densidad	2.4 g/cm <sup>3</sup>

*Tomado de Ahmad M. et al. Flexural Properties of three lithium disilicate material: An In vitro Evaluation. (8)*

### 3.5 Metal-Porcelana

Porcelana sobre una cofia de cromo-cobalto fue el estándar de oro durante décadas en las prótesis fijas por sus bajos costos y facilidad de manejo, hoy en día se tienen diferentes materiales con mejores características mecánicas y ópticas que han desplazado este material en su uso ya que para utilizar en prótesis fija sobre un órgano dental, este debe de ser desgastado lo suficiente para dar cabida al material Metal-Porcelana lo cual va en contra de la filosofía moderna del concepto de la mínima invasión. En cuestiones de rehabilitación sobre implantes esta es una excelente opción por no existir inconveniente en cuestión al manejo de espacio del material sobre el órgano dental (10). Ver (Cuadro 5).

**Cuadro 5.** Propiedades mecánicas de la Porcelana y Metal Niquel-Cromo-Cobalto

<b>Propiedad mecánica de la porcelana</b>	
Coeficiente de Poisson	0.20
Modulo de Young	100GPa
Densidad	2.4g/cm <sup>3</sup>
<b>Propiedad Mecánica Metal Niquel-Cromo</b>	
Coeficiente de Poisson	0.31
Modulo de Young	212MPa
Densidad	8.5 g/cm <sup>3</sup>

*Tomado de VITA AMBRIA Instrucciones de uso y especificaciones; Bassi-Junior L et al Mechanical analysis of prosthetic bars and dental implants in 3 and 4 implant-supported overdenture protocols using finite element análisis.*

Conocer las propiedades de los materiales y sus usos, permite el ir seleccionando la mejor opción para su utilización protésica, sin embargo, es necesario conocer las estructuras que conforman el implante para así saber dónde afecta precisamente la selección de los materiales.

### 3.6 Implantología

El objetivo de la implantología es el de recuperar la funcionalidad y la estética perdida por la falta de uno o más órganos dentales. Esto es posible gracias a la ciencia detrás de los materiales utilizados en los implantes donde el material utilizado cumple con una función no solo mecánica si no biológica, al utilizar un material biocompatible se asegura el éxito del tratamiento, pero al utilizar un material no solo biológicamente aceptable si no que logre una aceptación del hueso de tal manera que las células del hueso invadan la superficie del implante hace de este material ideal para su uso sobre hueso. Hoy en día se tiene una amplia variedad de implantes que están hechos de Titanio grado 4 (Titanio 6- Aluminio 6- Vanadio) o Zirconia, teniendo una alta aceptación del hueso y un éxito predecible en el tratamiento (7).

### 3.7 Estructura del implante

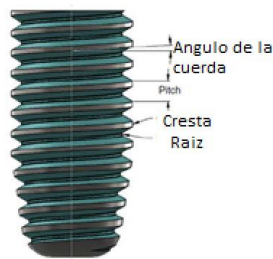
La estructura del implante está diseñada para mejorar su instalación al momento de la cirugía y obtener una mejor estabilidad primaria en el hueso, teniendo una función específica e importante de cada componente (1), ver (Imagen 1).



**Imagen 1.** Componentes principales de un implante dental. Tomado de Resnik RR. *Rationale for dental Implant. Misch's Contemporary Implant Dentistry*. 4.<sup>a</sup> ed. Canada: Elsevier; 2020. p. 2-19(1).

### 3.8 Cuerdas

Los implantes dentales que se encuentran en la actualidad en el mercado tienen función de un tornillo adaptado a la forma de una raíz dental. Las cuerdas de tornillo cumplen la función principal de estabilidad física primaria al momento de la cirugía, la estabilidad secundaria es aquella que se obtiene de manera biológica al momento de la osteointegración (aceptación implante-paciente) la cual será la que asegurará el éxito del implante a largo plazo, ver (Imagen 2).



**Imagen 2.** Muestra las partes que integran las cuerdas del implante dental. Tomado de Resnik RR. *Rationale for dental Implant. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4.ª ed. Canada: Elsevier; 2020. p. 2-19(1).*

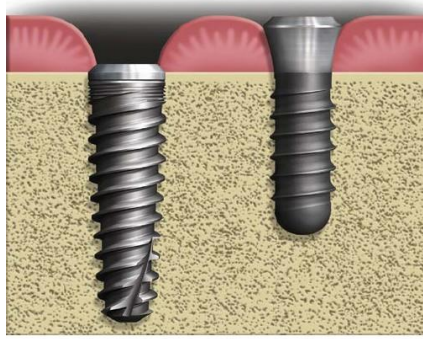
### 3.9 Plataforma

Esta puede ser de conexión interna o externa con diferentes formas geométricas dependiendo de la casa comercial (1), ver (Imagen 3).



**Imagen 3.** Muestra las distintas plataformas presentes en las diferentes marcas del mercado. Tomado de Resnik RR. *Rationale for dental Implant. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4.ª ed. Canada: Elsevier; 2020. p. 2-19(1).*

Dependiendo de la situación que se requieran estos se pueden instalar quirúrgicamente y estos pueden ser Bone-Level (Nivel Óseo) o Tissue-Level (Nivel tejido) (1). Actualmente la filosofía es utilizar Bone-Level en zonas anteriores por sus características estéticas siendo este insertado a nivel cresta ósea o más debajo de esta ofreciéndonos la posibilidad de crear un excelente manejo de tejidos para obtener los mejores resultados estéticos y la mayor satisfacción del paciente, ver (Imagen 4).



**Imagen 4.** Muestra una Imagen a Nivel óseo (Izquierda) y un implante a nivel tejido (Derecho). Tomado de Resnik RR. *Rationale for dental Implant. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4.ª ed. Canada: Elsevier; 2020.*

### **3.10 Biomecánica**

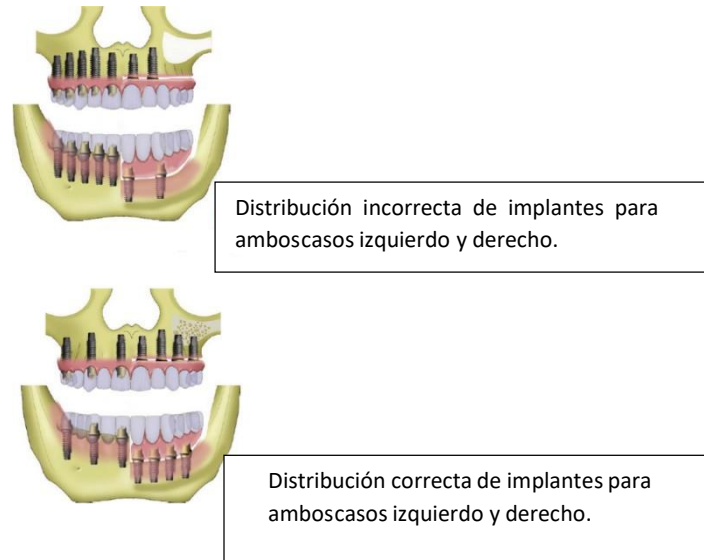
En la implantología es necesario hacer un completo diseño y planeación del caso clínico, se tiene que tomar en cuenta aspectos biológicos, químicos y físicos para asegurar el éxito del tratamiento sobre implantes (1). Debido a la anatomía variable de los pacientes no siempre es posible colocar los implantes de la manera más adecuada para lo que es de suma importancia conocer los aditamentos que se presentan en el mercado para poder realizar la rehabilitación y que no se afecte la integridad de las estructuras que rodean el implante como lo son el hueso, encía y dientes adyacentes. Es importante tomar en cuenta estas situaciones al momento del diseño, en el que se tiene que planear la mejor forma de distribuir las fuerzas oclusales equitativamente a lo largo de la prótesis sin importar si es un asola unidad sobre implante, prótesis fija de tres unidades con dos pilares de implantes o es una prótesis sobre más de 4 implantes (4). El mal manejo en la toma de decisiones en distribución, aditamentos, angulación y materiales, llevarán al fracaso a la prótesis implantosoportada (2).

### **3.11 Distribución de fuerzas**

Estas fuerzas deben ser controladas sobre los implantes por razones biomecánicas. Al momento de la oclusión se puede hacer fuerzas en la zona del primer molar que van de 150 a 250 psi (Libras por pulgada cuadrada) y si el paciente es bruxista puede llegar a los 1000 psi por lo que se debe de tener en consideración las fuerzas que van a ser ejercidas sobre los dientes restantes e implantes (1).

El humano dentro de sus sentidos tiene la propiocepción que le ayuda a ubicar en el espacio sus extremidades, por lo que los órganos dentarios también cuentan con esta propiocepción. El encargado de este sentido en los dientes es el ligamento periodontal que esta inervado e irrigado por el trigémino el cual da sensibilidad a los tejidos orales otorgando así la propiocepción. En un

implante no existe ligamento periodontal por lo cual la propiocepción es diferente a la de un paciente dentado (1) (2).



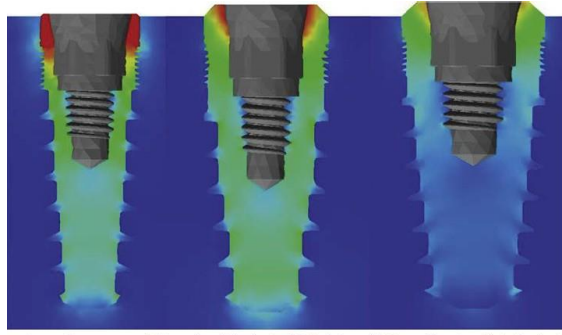
**Imagen 5.** Forma incorrecta y correcta forma de distribuir los implantes según el diseño de la prótesis sobre implantes. Tomado de ResnikRR. *Rationale for dental Implant. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4.ª ed. Canada: Elsevier; 2020. p. 2-196. (1)*

### 3.12 Elementos finitos

El análisis de elementos finitos es un estudio computarizado que simula los efectos biomecánicos sobre estructuras modeladas. Ha sido de mucha utilidad en la odontología porque de esta manera se puede analizar las propiedades biomecánicas de distintos materiales y los efectos de las fuerzas mecánicas funcionales sobre las estructuras como, por ejemplo; implantes, materiales de restauración y estructuras biológicas que los rodean tales como la encía y el hueso (11).

Es considerado como una excelente y no invasiva herramienta para el estudio de la influencia de las fuerzas mecánicas sobre los sistemas biológicos. Es un método cuantificable de análisis de estrés y deformación en las estructuras sin importar la geometría de estas, estableciendo la locación, magnitud y

dirección de las fuerzas aplicadas, permitiendo de esta manera la gran ventaja de tener resultados repetibles. El estudio por elemento finitos tiene grandes ventajas comparado con estudios en modelos reales ya que el estudio es repetible, no hay consideraciones éticas y el diseño del estudio puede ser cambiado a conveniencia (12), ver (Imagen 6).



**Imagen 6.** Modelo finito de estrés sobre el diámetro del tornillo de cierre según su grosor. Tomado de Resnik RR. *Rationale for dental Implant. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4.ª ed. Canada: Elsevier; 2020. p. 2-196(1).*



## **4. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS**

La cantidad de información sobre la importancia del material restaurador que estará sobre el implante y como afecta en la manera en que se distribuirán fuerzas a los tejidos periimplantarios, es relativamente escasa ya que no hay muchos estudios que se enfoquen directamente en la importancia del material restaurador y el efecto que tiene este sobre dichas fuerzas que afectan a los tejidos circundantes al implante y es más enfocada al desempeño sobre una corona unitaria sobre implante que a las diferentes opciones protésicas sobre implantes ferulizados aunado a esto la importancia de donde se ubicara esta restauración haciendo diferente el desempeño de esta en piezas dentales posteriores como lo son en los órganos dentarios anteriores, además de esto es importante el tipo de antagonista y el papel que la restauración tendrá en los movimientos oclusales dictados por el esquema oclusal al que se someterá el paciente en el caso de ser cambiado.

Sensoy et al., estudiaron las características físicas de los diferentes materiales de restauración para una corona sobre implante sencilla en un modelo de tercera dimensión de una mandíbula con hueso esponjoso, cortical y dientes, cumpliendo así con las características físicas que tiene una mandíbula natural donde el hueso esponjoso tiene valores físicos diferentes a los del hueso cortical que rodea a este. Las características físicas que se tomaron en cuenta para el estudio fueron; resistencia a la fractura, módulo de elasticidad, dureza (resistencia al desgaste) y fuerza flexural. Como resultado de las simulaciones se obtuvo que para situaciones donde es solo una prótesis unitaria sobre implantes la Zirconia, presentó los mejores valores ante estas características mecánicas (13).

Wu Ay et al., estudiaron el impacto que tiene la forma del implante y la dirección de la carga en el hueso y los tejidos periimplantarios en el desempeño biomecánico en un tratamiento protésico de una prótesis fija sobre cuatro implantes en modelos tridimensionales utilizando métodos de análisis de elementos finitos. Se utilizaron implantes Nobel-Speedy y Nobel-Active. Se aplicaron 3 tipos diferentes de carga, la primera en el área de los incisivos

centrales, la segunda en el área de los molares y la tercera en la zona de los cantiléver, analizando en todas estas áreas los picos de Von-Mises estrés en los implantes y en los tejidos óseos que rodean al implante. Los resultados que arrojaron fue que la zona con mayor cantidad de estrés fue la zona tres (Zona Posterior o Retromolar) donde se encontraban los cantiléver. En conclusión, el diseño del implante no tiene efecto notorio en el desempeño de la prótesis con cuatro implantes. Teniendo en cuenta esto es importante enfocarse más al desempeño que tendría el material restaurador durante el proceso de masticación que a la forma y tipo de material del que está hecho el implante (14).

Bahadirli et al., el objetivo de este estudio fue comparar los distintos materiales de rehabilitación y sus capacidades para distribuir los diferentes patrones de estrés sobre los tejidos de soporte y el implante. Se crearon 12 implantes/hueso modelos en tercera dimensión diferentes los unos de los otros utilizando el programa SolidWorks 2015 y se hicieron simulaciones donde se analizó mediante modelos finitos. Se utilizaron implantes Straumann Bone Level con aditamento de Zirconia y un implante de una sola pieza Straumann PUREceramic restaurado con Disilicato de Litio y Zirconia cemento-tornillado. Los resultados demostraron que el implante de cerámica con Zirconia mostró bajos niveles de estrés en el hueso cortical que el implante de titanio común. Las dos restauraciones unitarias sobre implante mostraron como resultado de las simulaciones la misma cantidad de estrés transmitido a los tejidos periapicales. Como conclusión los implantes Narrow de Zirconia-Titanio son una buena opción para pacientes sin suficiente volumen óseo, mientras que los implantes cerámicos de Zirconia son una buena opción cuando la estética está comprometida (15).

Karaer et al., en su estudio el objetivo fue comparar el comportamiento mecánico de los diferentes materiales CAD/CAM Resinosos y someterlos a simulaciones oclusales en la zona posterior de la boca mediante elementos finitos, teniendo como grupo de control Katana Zirconia STML. Las

simulaciones a las cuales se sometieron los modelos concluyeron que el módulo de elasticidad de los diferentes materiales resinosos CAD/CAM de restauración de corona unitaria sobre implante utilizados para este estudio no causa ningún cambio significativo en el estrés transmitido a los tejidos periimplantarios dando como resultado que los materiales utilizados para este estudio son una gran alternativa al momento de restaurar coronas sobre implantes (16).

Ausiello et al., compararon diferentes resinas CAD/CAM de restauración para coronas unitarias cemento-atornilladas y su capacidad para distribuir las fuerzas oclusales en coronas posteriores sobre implantes al momento de la oclusión, simulando así el proceso de masticación de un bolo alimenticio a una fuerza vertical de 600Nw. Se obtuvo como resultado después de las simulaciones de estas resinas CAD/CAM que el punto que más es afectado por estas fuerzas en las restauraciones cemento-atornilladas es la capa de cemento de la restauración, brindándonos así una ventaja en la distribución de fuerzas oclusales antes de ser transmitidas directo al hueso y los tejidos circundantes (17).

## **5. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Escoger el material sin conocer las características físicas de este, puede afectar no solo a la estructura protésica si no al implante mismo y las estructuras anatómicas que le dan soporte como el tejido óseo que se encuentra integrado al implante y los tejidos blandos que sellan la interface implante-hueso.

Las fracturas de las prótesis implantoportadas pueden ser muy comunes si no se selecciona adecuadamente el material que será utilizado durante la rehabilitación dental. Se debe elegir dependiendo de la zona para que sea más óptimo para la situación oclusal a la que se enfrentará o para la situación estética que deberá efectuar.

La distribución de los implantes en la arcada también es un factor importante para tomar en cuenta, la región anatómica; si esto es en maxilar o si esto es en la mandíbula ya que el tipo de tejido óseo encontrado en cada uno de estos huesos tiene características propias de la zona y se comportan diferente ante las fuerzas oclusales aplicadas.

## **5.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Cuál es el material que genera más tensión masticatoria en una prótesis implanto-soportada ferulizadas de cuatro o seis implantes?

## **6. JUSTIFICACIÓN**

Un estudio de esta índole es de suma importancia en la búsqueda del material de restauración más adecuado que pueda ser sometido a las fuerzas oclusales normales y que pueda comportarse lo más similar a un órgano dental, pero como estructura protésica.

La mayoría de las fallas en las prótesis sobre implantes se debe al mal diseño y distribución de los implantes en las zonas anatómicas. El papel de las fuerzas oclusales distribuidas entre la prótesis, el implante y el tejido juega un papel importante en el éxito de la prótesis por lo que ahí entra la importancia del material y sus características físicas.

Clínicamente impactaría en dar a conocer qué materiales son los que generan mayor tensión masticatoria y el clínico pueda tomar una mejor decisión para el empleo de los diferentes materiales dependiendo las necesidades de cada paciente.



## **7. HIPÓTESIS**

**HI:** La tensión ejercida sobre la prótesis implantosoportada durante la función masticatoria se distribuirá más efectivamente a los tejidos periimplantarios en las prótesis con los materiales más rígidos como la Zirconia y Metal-Porcelana que en aquellos no rígidos.

**HO:** La tensión ejercida sobre prótesis implantosoportada durante la función masticatoria se distribuye igual a los tejidos periimplantarios en las prótesis con los materiales más rígidos como la Zirconia y Metal-Porcelana que en aquellos no rígidos.

## **8. OBJETIVOS**

## **8.1 OBJETIVO GENERAL**

- Comparar la tensión masticatoria transmitida al implante y los tejidos periimplantarios por los distintos materiales de restauración en prótesis implantosoportadas.

## **8.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Identificar los materiales que transmiten mayor tensión masticatoria hacia los tejidos periimplantarios.
- Identificar el principal material de restauración que afecta a los implantes en sus diferentes configuraciones quirúrgicas.

## **9. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **9.1 Diseño del estudio:**

Experimental, in sílico.

### **9.2 Muestra:**

Muestreo no probabilístico por conveniencia.

### **Criterios de selección**

#### **9.3.1 Inclusión**

- Implantes Straumann Bone Level Tapered.
- Aditamentos de implantes nuevos Straumann.
- Metal-Porcelana.
- Zirconia Monolítica.
- Disilicato de Litio.

#### **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

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categoría
<b>INDEPENDIENTE</b>			
<b>Implante</b>	Aparato protésico de naturaleza inerte, que se implanta dentro del huesoalveolar, y proporciona retención y soporte a una prótesis fija o removible.	Se realizaron 2 grupos: <b>Grupo 1:</b> tres modelos con 6 implantes, un modelo con prótesis de Metal-Porcelana, un modelo de Zirconia y un modelo de Polimetilmetacrilato (PMMA). <b>Grupo 2:</b> tres modelos con cuatro implantes colocados un modelo con prótesis de metal-porcelana, un modelo de Zirconia y un modelo de Polimetilmetacrilato (PMMA).	Cualitativa
<b>Estructura</b>	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: <b>Modelo 1:</b> Estructura Completa de Polimetilmetacrilato (PMMA) sobre 6 implantes. <b>Modelo 2:</b> Estructura completa de zirconia sobre seis implantes. <b>Modelo 3:</b> Estructura completa Metal- Porcelana ferulizada conectada seis implantes <b>Modelo 4:</b> Estructura completa Polimetilmetacrilato (PMMA) conectada a cuatro implantes. <b>Modelo 5:</b> Estructura completa Zirconia conectada a cuatro implantes. <b>Modelo 6:</b> Estructura completa Metal-Porcelana conectada a cuatro implantes.	Cualitativa
<b>DEPENDIENTE</b>			
<b>Tensión</b>	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
<b>Estrés</b>	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 Mises).	Cuantitativa por razón continua (Mpa) Media y DE
<b>Deformación</b>	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 para estandarizar los parámetros del estudio como lo son; módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, de los diferentes materiales de restauración, implante y diferentes tipos de huesos.

## **9.6 FIABILIDAD**

Este estudio conto con el apoyo de un investigador experto en el tema de elementos finitos que forma parte de la facultada de ciencias físico-matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, la información fue procesada y obtenida del instrumento SolidWorks 2022.

## **9.7 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL**

Facultad de Físico-Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.



## 9.8 PROCEDIMIENTOS

Se consiguió el formato STL de mandíbula y los implantes anatómicamente correctos de la marca Straumann del mismo programa Blue Sky Plan 4. Se tomaron las siguientes características de los diferentes materiales: módulo de elasticidad y relación de Poisson para el diseño de los modelos en 3D, ver (Cuadro 7) que requiere el software Solidworks versión 22.

**Cuadro 7.** Propiedades de cada componente para el estudio de elementos finitos

Material	Módulo de elasticidad	Relación de Poisson	Referencia
Hueso Cortical	13.70	0.30	Abu-Hummad et al.
Hueso esponjoso	1.37	0.29	Álvarez et al.
Titanio (Implante)	110.00	0.35	Mohamed et al.
Titanio (Aditamento)	110.0	0.28	Sakaguchi y Borgersen
Estructura (CrCo)	5	0.33	Sirandoni et al.

Tomado de Abu-Hammed et al, Álvarez et al, Mohamed et al, Sakaguchi y Borgersen

Para este estudio se emplearon implantes Straumann Bone Level Raxolid SLActive con dimensiones de 4.1 mm de diámetro, por 12 mm de longitud.

Se sometieron el mismo implante al tomógrafo industrial (Micro CT), para ser escaneados y obtener imágenes en formato DICOM, este formato será importado al programa (SolidWorks 2022, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para realización de 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. Los modelos 3D de elementos sólidos y finitos de la mandíbula y de los implantes se diseñaron utilizando el software.

Se incorporaron al modelo implantes Straumann Bone Level Raxolid de titanio con una longitud total de 12 mm y un diámetro de 4,1 mm. Cada implante con una longitud de inserción de 12mm en el hueso se insertaron pilares de 5mm de altura en 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 6 modelos MEF diferentes

**Modelo 1:** Estructura completa Polimetil-metacrilato (PMMA) ferulizada conectada a seis implantes.

**Modelo 2:** Estructura completa de zirconia sobre seis implantes.

**Modelo 3:** Estructura Completa de Metal-Porcelana sobre seis implantes.

**Modelo 4:** Estructura completa Polimetil-metacrilato (PMMA) conectada a cuatro implantes.

**Modelo 5:** Estructura completa Zirconia conectada a cuatro implantes.

**Modelo 6:** Estructura completa Metal-Porcelana conectada a cuatro implantes.

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

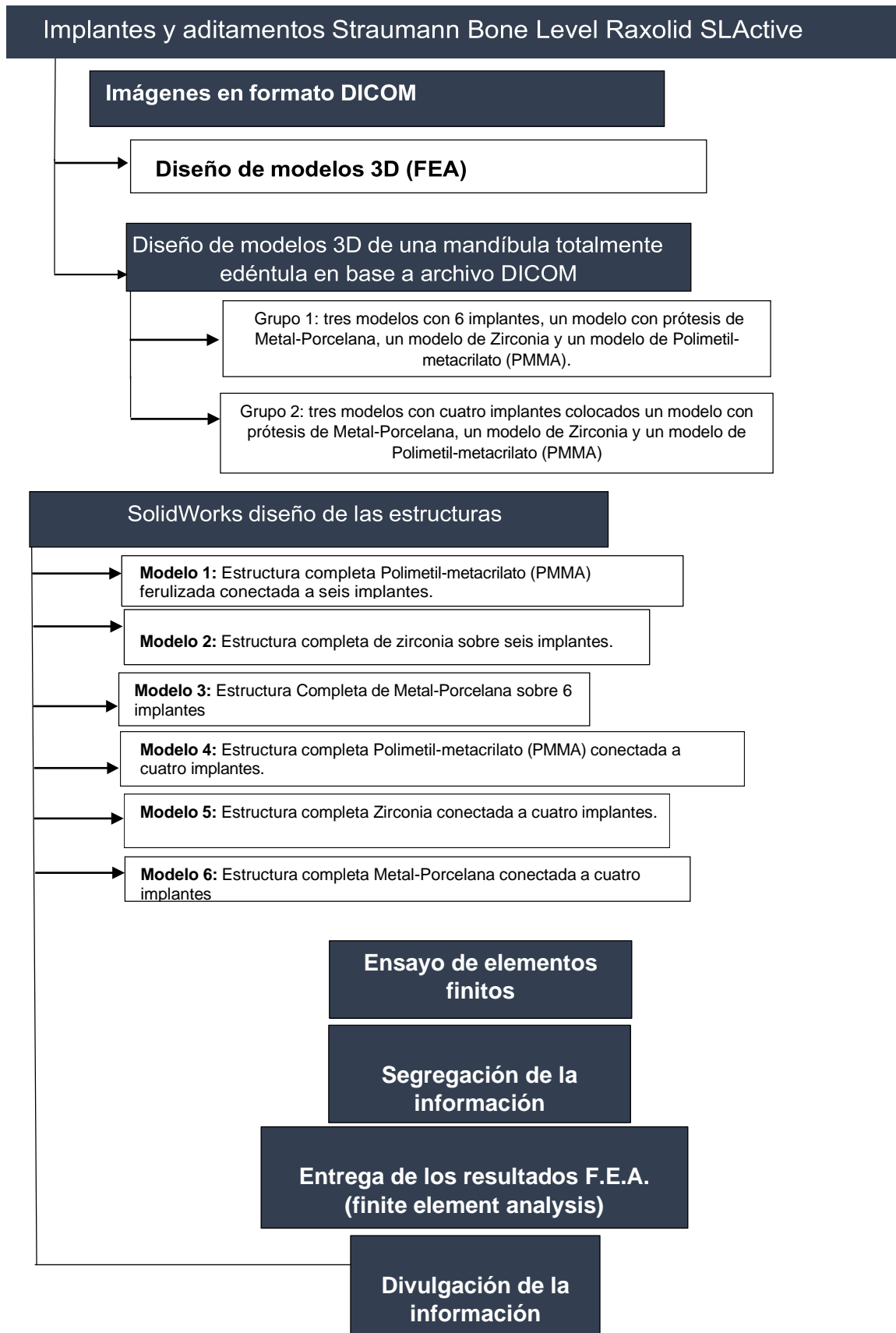
## **9.9 INSTRUMENTOS**

### **Análisis de Elementos finitos:**

Se crearon modelos 3D de una mandíbula totalmente edéntula tomando como referencia una tomografía previa de un paciente, con respecto a los implantes, los aditamentos y las estructuras protésicas se realizaron con el software (SolidWorks 2022, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para crear los grupos de estudio.

Se diseñó una malla sólida basada en una 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.

## 9.10 DIAGRAMA DE FLUJO



## **10. BIOÉTICA**

Es un estudio de tipo in sílico que no involucra la participación de seres vivos, todo se llevó a cabo a través de simulaciones mediante un software.

## **11. RESULTADOS**

En esta investigación se identificaron los materiales que transmiten mayor tensión masticatoria hacia los tejidos periimplantarios, así como también se identificó el principal material de restauración que afectan al implante unitario o ferulizado de cuatro o seis implantes cumpliendo así los objetivos específicos mencionados para este estudio *in sílico*.

### Configuración quirúrgica de cuatro implantes

El material que más estrés distribuyó hacia los implantes y al hueso en su configuración quirúrgica de cuatro implantes representados en megapascales (MPa) fue el **Polimetil-metacrilato (PMMA)** seguido por el material de Metal-Porcelana y la Zirconia, se observó una notable diferencia entre el Polimetil-metacrilato (PMMA) y la Zirconia, de igual manera en el tejido óseo e implantes en el mismo orden en la que se presentó en los materiales, ver (Cuadro 8).

**Cuadro 8.** Valores máximos de tensión sobre hueso e implantes en la configuración quirúrgica de cuatro implantes

Material y efecto sobre hueso en cuatro implantes	Tensión
<b>Polimetil-metacrilato (PMMA)</b>	Max 7.745 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Metal-Porcelana</b>	Max 3.019 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Zirconia</b>	Max 2.231 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
Material y efecto sobre cuatro implantes	Tensión Von Mises
<b>Polimetil-metacrilato (PMMA)</b>	Max 16.346 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Metal-Porcelana</b>	Max 8.913 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Zirconia</b>	Max 7.462 N/mm <sup>2</sup> (MPa)

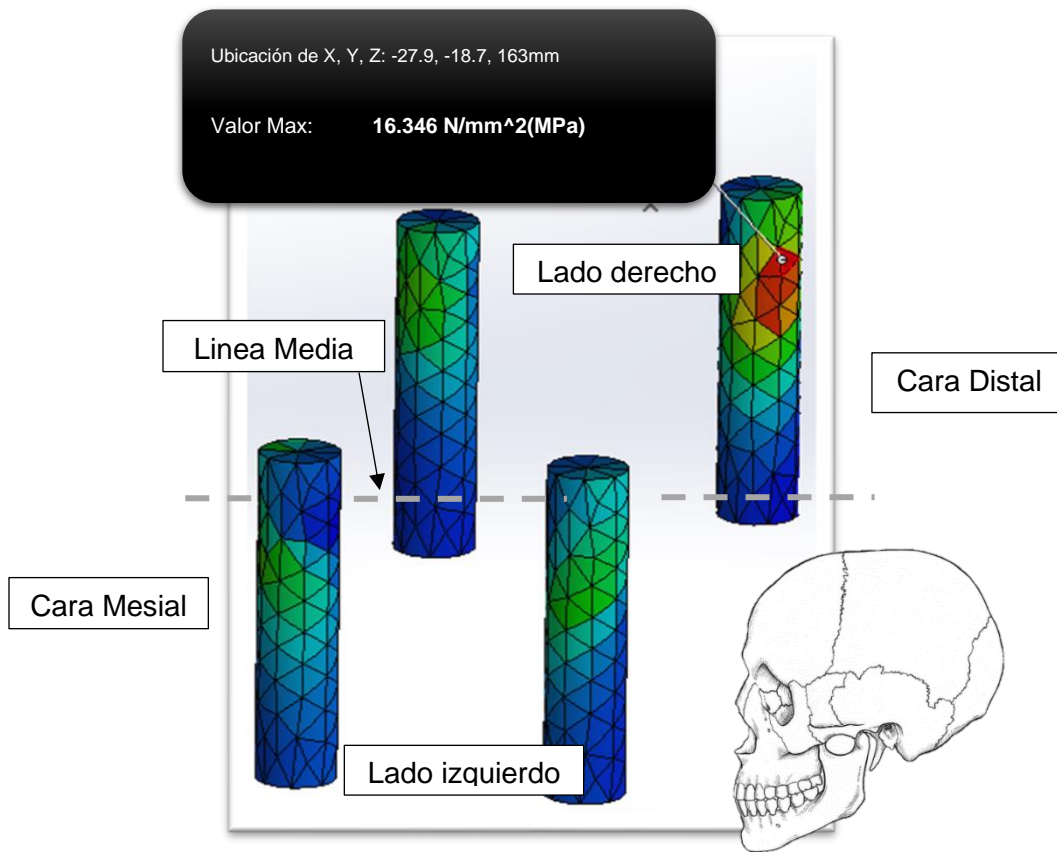
Fuente propia



Mediante el programa SolidWorks se observaron las zonas que se encuentran afectadas. Los mayores valores de estrés y tensión están representados en color rojo y los valores de menor estrés en color azul.

Los mayores valores de tensión se presentaron en el material Polimetil-metacrilato (PMMA) en las dos configuraciones quirúrgicas (Cuatro y seis implantes) vistas durante este estudio, se observó que la mayor tensión se presentó en la zona distal del último implante, por lo tanto, fue el material que más afecta a ese nivel y los tejidos periimplantarios, con respecto a la vista en corte sagital se puede observar la zona de mayor estrés en el implante más distal de lado derecho, sin embargo es notable observar cómo el estrés se distribuye en diferentes direcciones, ver (Imagen 7).

**Imagen 7.** Zonas de máxima tensión en los implantes.



Fuente Propia

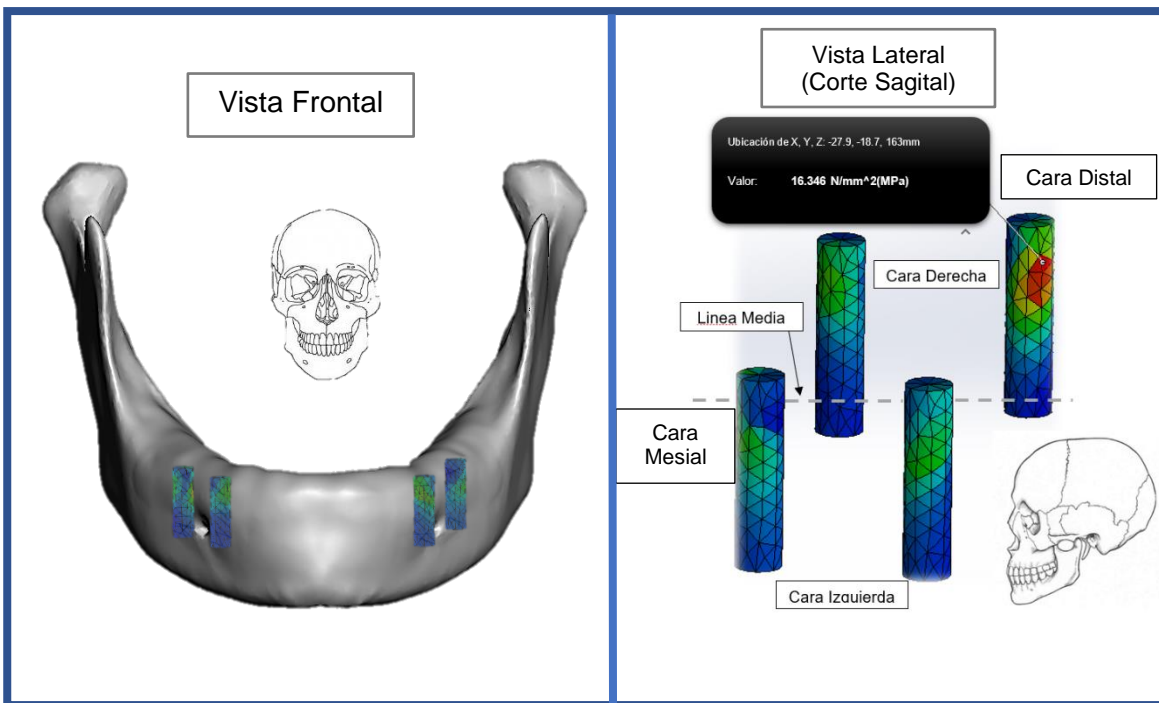
## Configuración quirúrgica de cuatro implantes y los materiales dentales

A continuación, se muestran los resultados obtenidos mediante el análisis de elementos finitos y las simulaciones de la configuración quirúrgica de cuatro implantes. Ilustrando las superficies del implante y hueso mandibular en las que se presentó mayor estrés y dividido por los diferentes materiales.

### Polimetil-metacrilato (PMMA)

Se observó que la zona de mayor tensión sobre el implante se localizó en la zona del primer molar inferior derecho, en la zona más distal de los implantes más distales. Ver (Imagen 8).

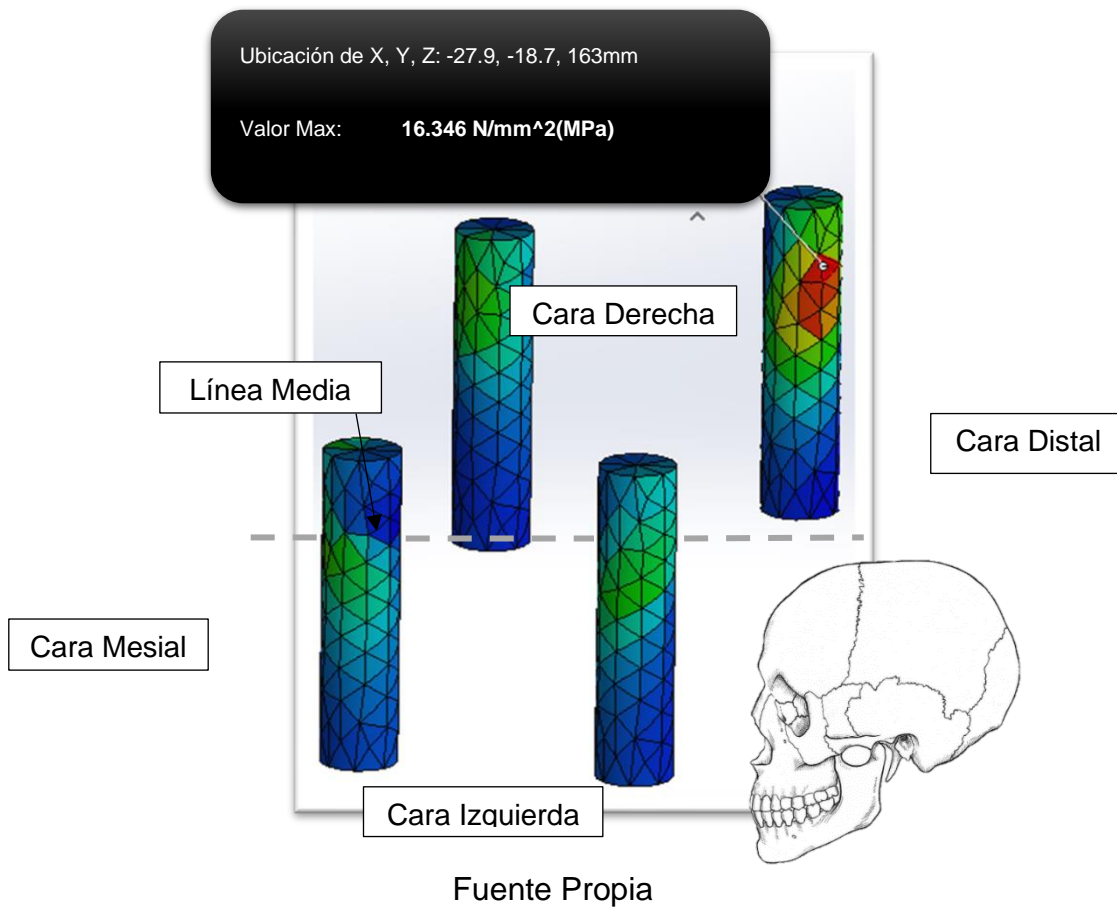
**Imagen 8.** Zonas de máxima tensión del modelo 4



Fuente Propia

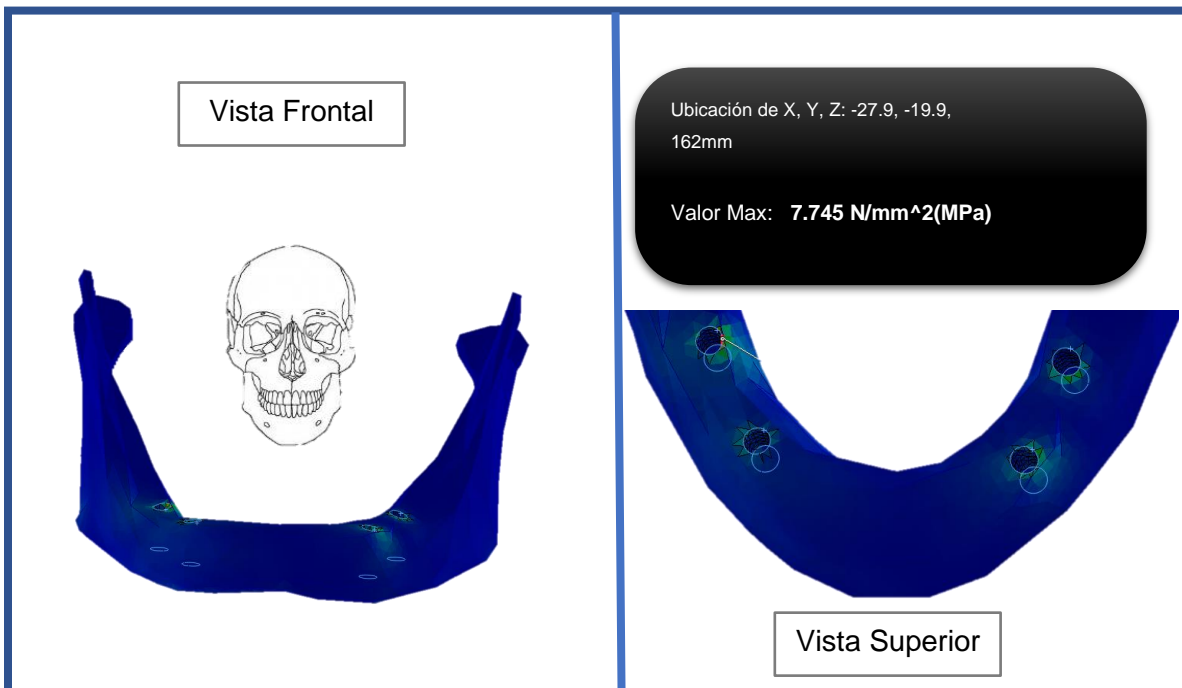
La zona con mayor tensión se presentó sobre el implante localizado en la zona del primer molar inferior derecho, en la configuración quirúrgica de cuatro implantes, ver (Imagen 9).

**Imagen 9.** Zonas de máxima tensión



Efectos del modelo 4 sobre el hueso siendo este modelo el que mostró mayor tensión sobre el hueso en los modelos de configuración quirúrgica de cuatro implantes ver (Imagen 10).

**Imagen 10.** Zonas de máxima tensión del modelo 4 sobre la superficie ósea de la mandíbula.

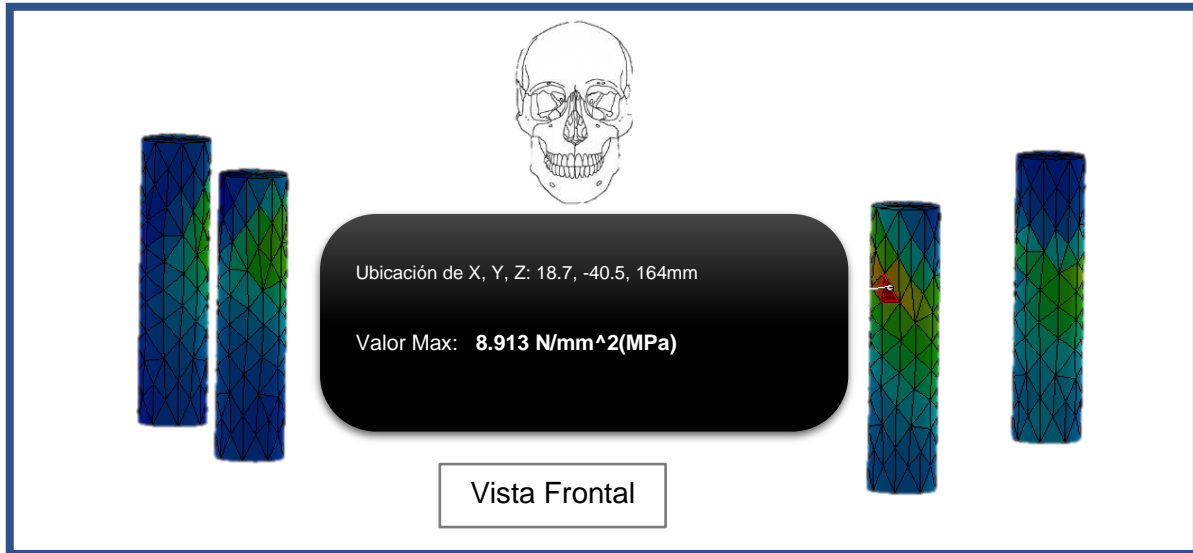


Fuente propia

### **Metal-Porcelana**

El segundo material que presentó la mayor tensión, con un desempeño cerca de la mitad de tensión que logró el Polimetil-Metacrilato, mostrando la capacidad que tiene la prótesis Metal-Porcelana de evitar transmitir gran cantidad de tensión a los implantes y hueso. En esta simulación la zona con mayor concentración de tensión la tuvo el implante anterior izquierdo ubicado en la zona de los caninos, ver (Imagen 11).

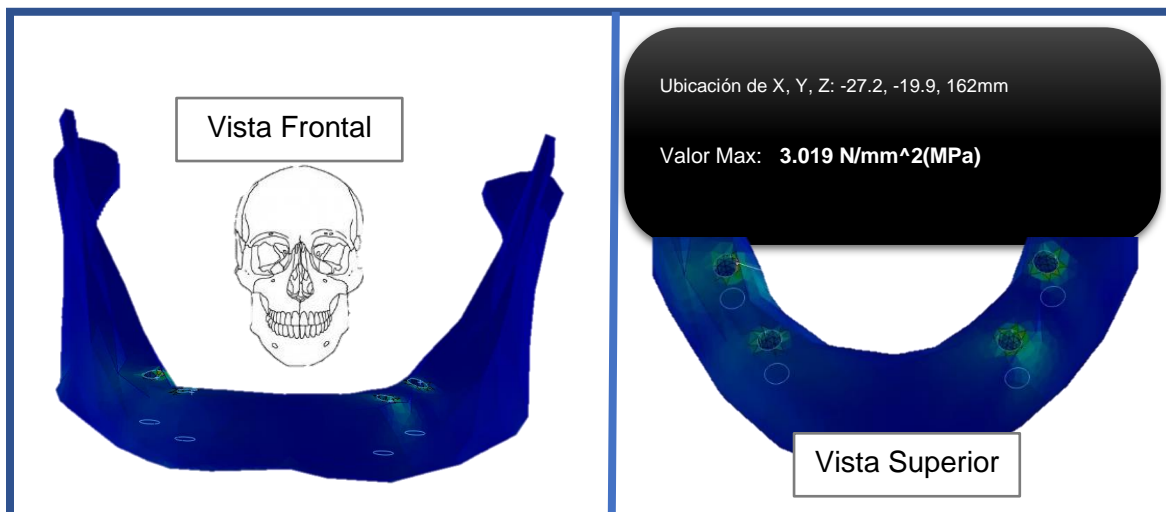
**Imagen 11.** Ilustración del Modelo 6 que corresponde a una prótesis de Metal-Porcelana sobre 4 implantes.



Fuente propia

Con respecto a los efectos de la tensión hacia el hueso también muestran mucho mejor desempeño que el material Polimetil-Metacrilato (PMMA), ver (Imagen 12).

**Imagen 12.** Efectos sobre el hueso del Modelo 6 que corresponde a una prótesis de Metal-Porcelana sobre 4 implantes

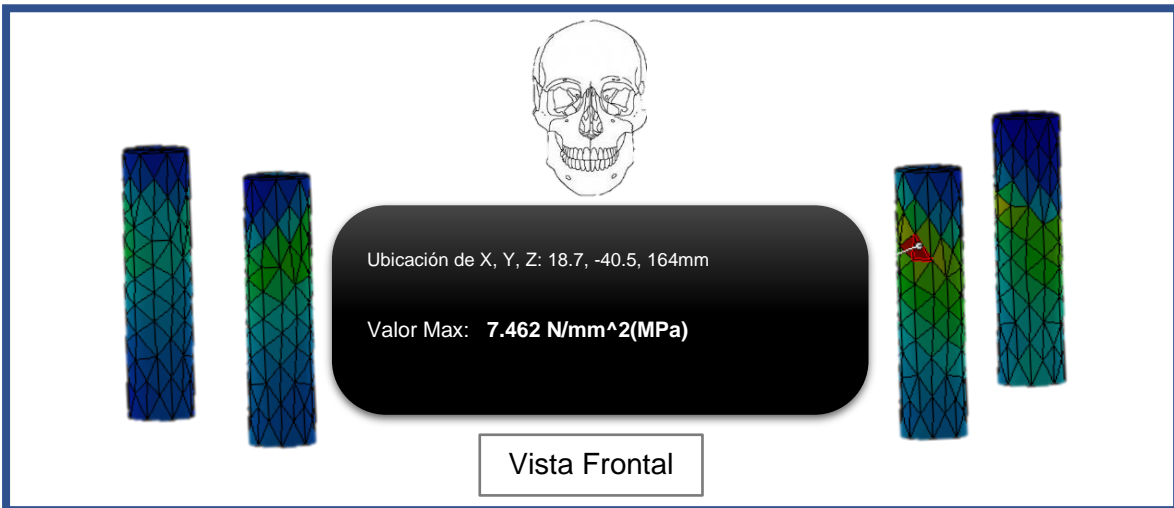


Fuente propia

## Zirconia

Presentó los valores menores de tensión distribuida al implante al momento de la función, siendo su máxima tensión de 7.462 MPa sobre la superficie del implante y 2.231 MPa la tensión que se transmitió al tejido óseo de la mandíbula. Este modelo fue el que presentó el mejor desempeño al momento de recibir las fuerzas oclusales de masticación en las dos configuraciones quirúrgicas ferulizadas, ver (Imagen 13).

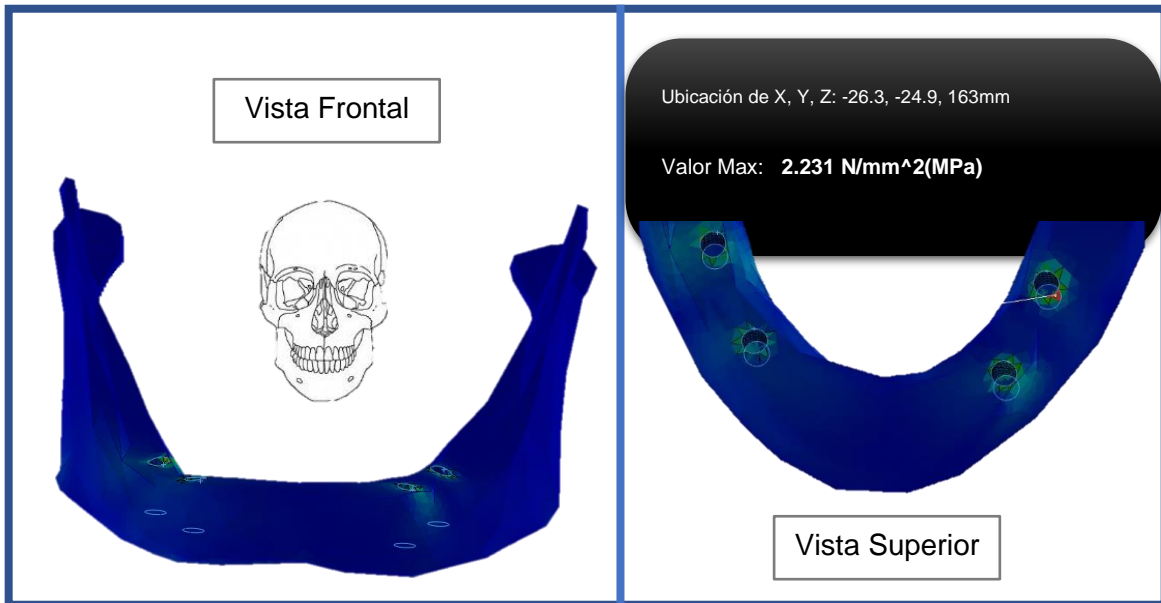
**Imagen 13.** Representación de la máxima tensión en el implante anterior izquierdo en el modelo 5.



Fuente Propia

Se muestran los resultados de la prótesis de Zirconia sobre una configuración quirúrgica de cuatro implantes y sus efectos sobre el hueso siendo este el que mejor se desempeñó mostrando la menor cantidad de tensión sobre el hueso en todas las configuraciones probadas, ver (Imagen 14).

**Imagen 14:** Prótesis de Zirconia sobre una configuración quirúrgica de cuatro implantes y sus efectos sobre el hueso.



Fuente propia

## Configuración quirúrgica de seis implantes y los materiales dentales

Se observó que los valores de máxima tensión nuevamente se presentaron en el material Polimetil-metacrilato (PMMA), que genera tensión que se transmite al implante y posteriormente al hueso, ver (Cuadro 9).

**Cuadro 9. Valores máximos y mínimos de tensión sobre el implante**

<b>Material y efecto sobre hueso en seis Implantes</b>	<b>Tensión</b>
<b>Polimetil-metacrilato (PMMA)</b>	Max 7.057 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Metal-Porcelana</b>	Max 4.158 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Zirconia</b>	Max 2.933 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Material y efecto sobre Seis implantes</b>	<b>Tensión Von Mises</b>
<b>Polimetil-metacrilato (PMMA)</b>	Max 29.153 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Metal-Porcelana</b>	Max 15.836 N/mm <sup>2</sup> (MPa)
<b>Zirconia</b>	Max 9.663 N/mm <sup>2</sup> (MPa)

Fuente Propia

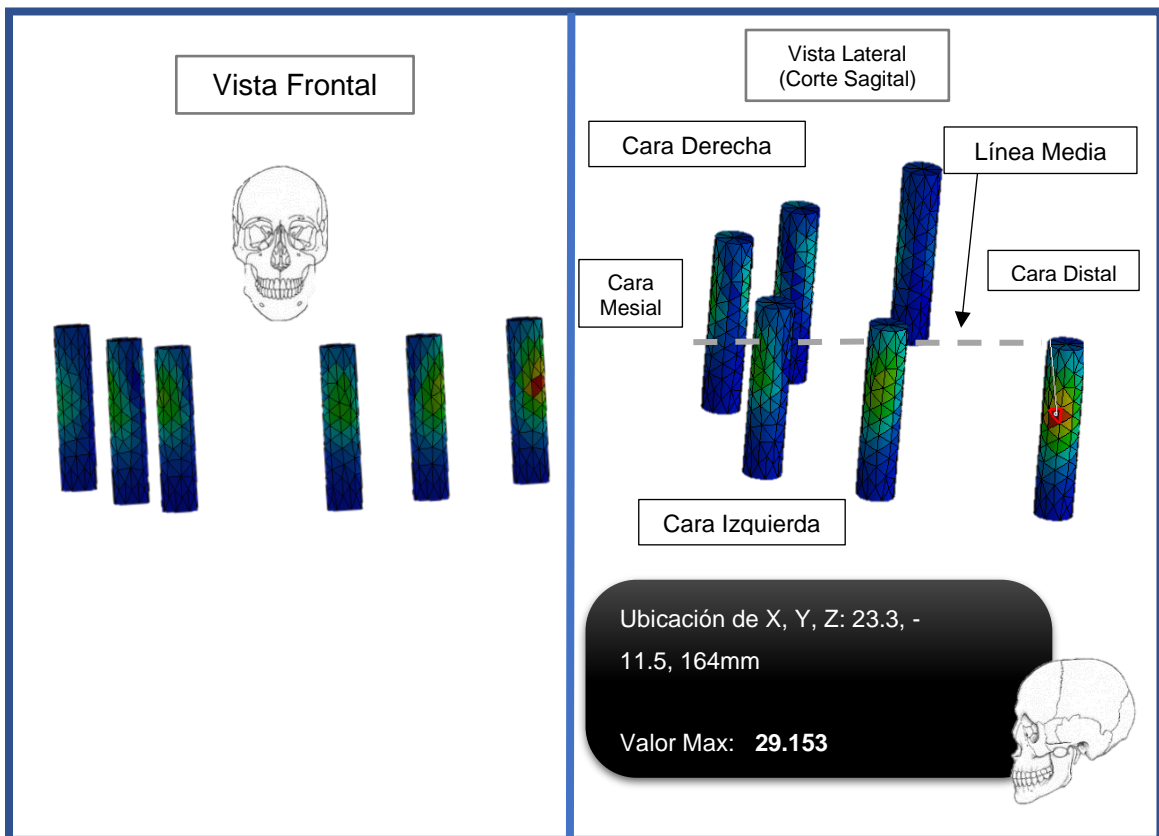


A continuación, se muestran los resultados obtenidos mediante el análisis de elementos finitos y las simulaciones de la configuración quirúrgica de seis implantes. Ilustrando las superficies del implante y hueso mandibular en las que se presentó mayor estrés y dividido por los diferentes materiales.

**Material: Polimetil-metacrilato (PMMA)**

Se observó que los modelos 1 y 4 son los que muestran mayor tensión, que corresponden con el material de Polimetil-metacrilato (PMMA), con 29.15 MPa y consecutivamente al hueso mandibular con 7.057MPa al momento de la función masticatoria, ver (Imagen 15).

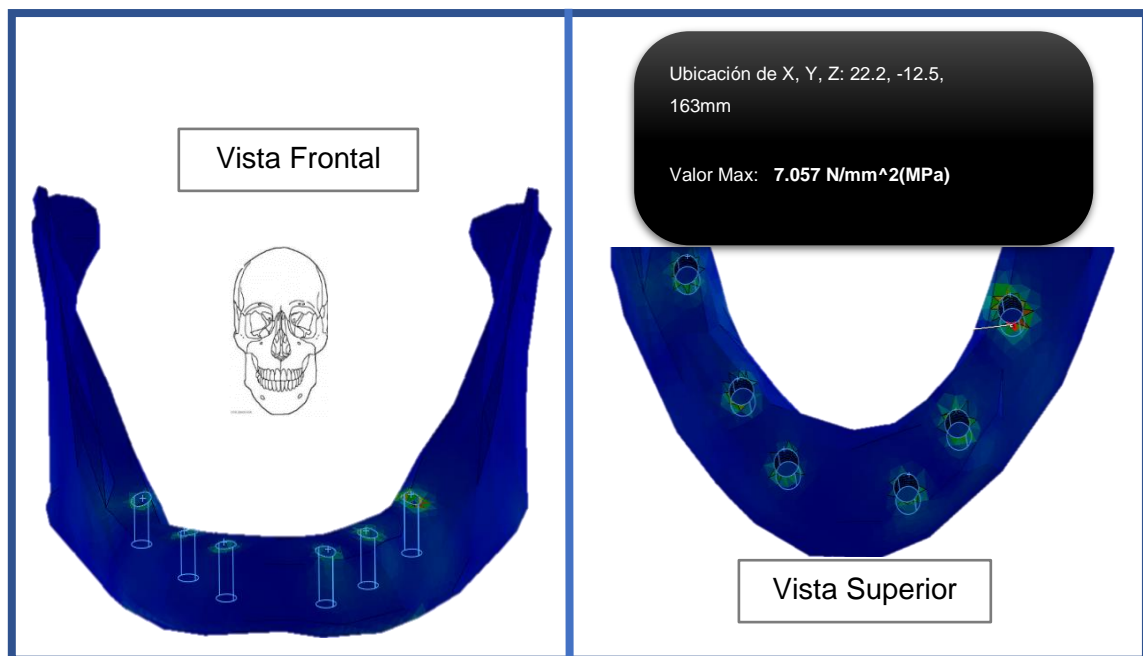
**Imagen 15.** Representación de la mayor tensión generada en el modelo 1 sobre el hueso.



Fuente Propia

Se observó que la zona donde hubo mayor distribución de estrés fue del lado más distal e inferior izquierdo en el implante que corresponde a la posición del segundo molar inferior izquierdo con un valor de 7.057MPa. Por lo que nuevamente los modelos en los que tienen como material al Polimetil-metacrilato (PMMA) en las simulaciones, fueron aquellos que más estrés distribuyeron al implante y los tejidos circundantes al implante. Ver (Imagen 16).

**Imagen 16.** Efectos del modelo 1 sobre el hueso siendo el segundo modelo que mostro mayor tensión sobre el hueso.

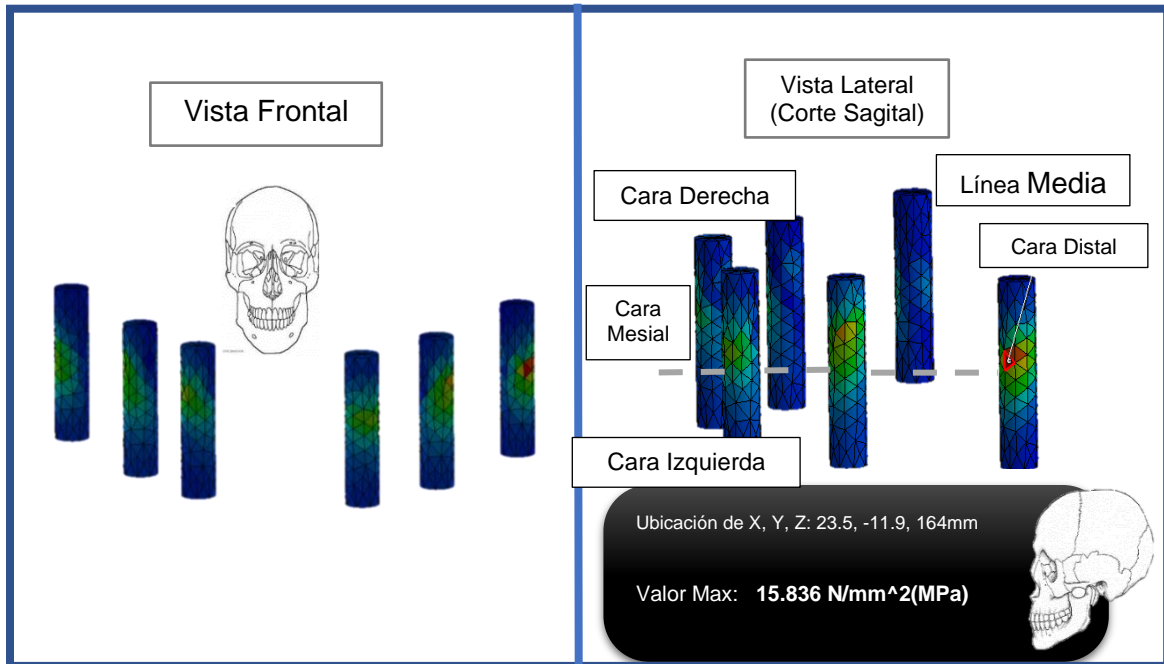


Fuente Propia

## Metal-Porcelana

El segundo material que presentó la mayor tensión fue el Metal-Porcelana, mostrando su capacidad para evitar la transmisión de una gran cantidad de tensión a los implantes y hueso.

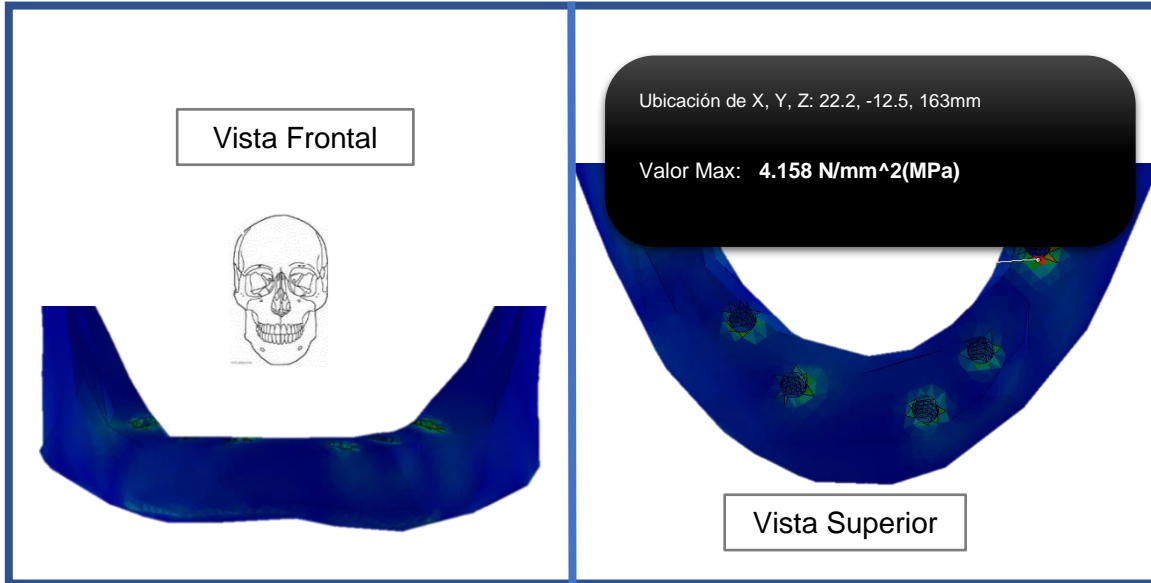
**Imagen 17.** Ilustración del Modelo 3



Fuente propia

El modelo 3 que corresponde a la prótesis de Metal-Porcelana sobre una configuración quirúrgica de seis implantes transmitió 4.158 MPa al hueso siendo la zona inferior izquierda que corresponde al implante izquierdo más distal, ver (Imagen 18).

**Imagen 18.** Modelo 3 que corresponde a la prótesis de Metal-Porcelana

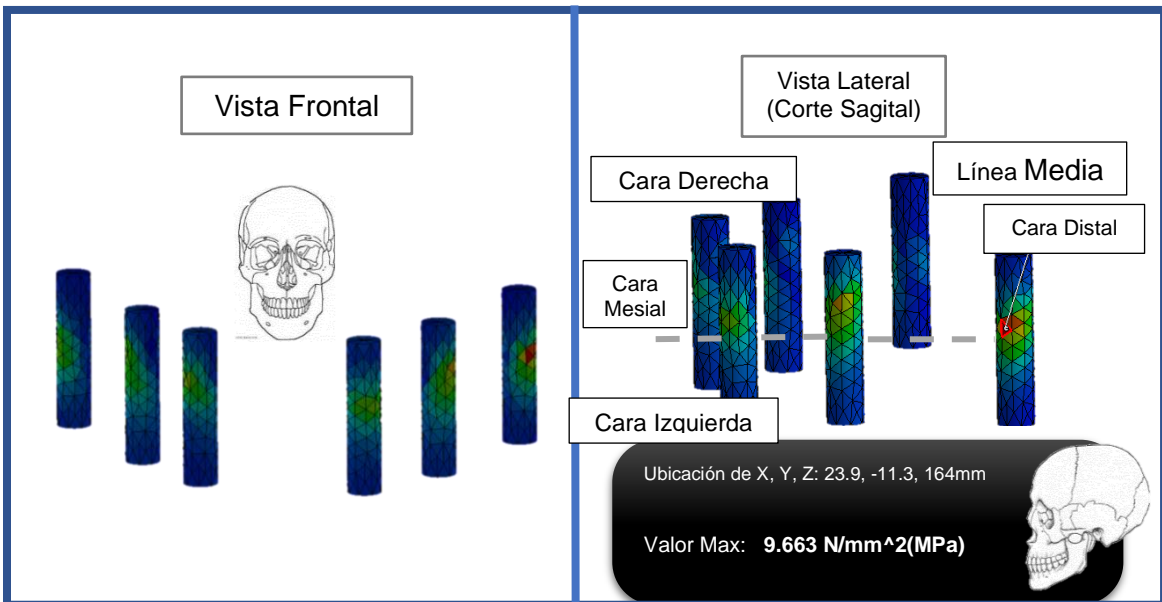


Fuente propia

## Zirconia

En la configuración quirúrgica de seis implantes el material protésico que mejor desempeño obtuvo en estas simulaciones fue la Zirconia de la misma manera como lo fue en la configuración quirúrgica de cuatro implantes. El Modelo 2 que corresponde a la configuración quirúrgica de seis implantes con una prótesis de Zirconia mostro una máxima de tensión de 9.663 MPa, ver (Imagen 19).

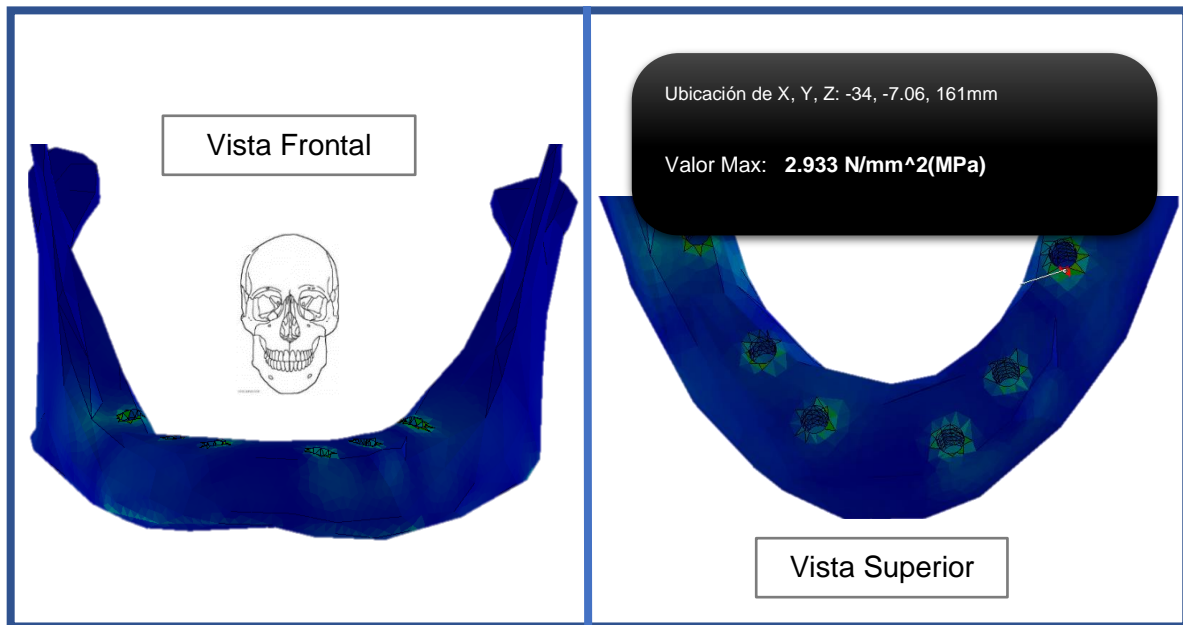
**Imagen 19.** Representación del modelo 2 con estructura de Zirconia soportada por 6 implantes



Fuente propia

La tensión del modelo 2 transmitida al hueso fue de 2.933 MPa siendo el segundo mejor resultado de este estudio *in sílico*, solo superado por el modelo 5 que consta de una prótesis de Zirconia implanto soportada por cuatro implantes, ver (Imagen 20).

**Imagen 20.** Representación del modelo 2 y su efecto sobre el hueso.

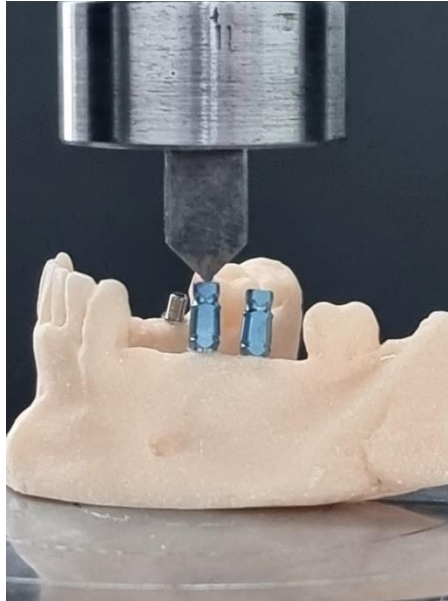


*Fuente propia*

Para finalizar, fue necesario llevar a cabo una validación de las simulaciones realizadas mediante el Elemento Finito. Por lo que se llevaron a cabo algunas pruebas físicas, con el empleo de la máquina universal de pruebas (Instron) para corroborar los resultados obtenidos.

Los implantes se instalaron en una mandíbula que fue impresa mediante estereolitografía LCD con resina para simular el hueso, ver (Imagen 21).

**Imagen 21.** Mandíbula con implantes.



Fuente propia

Se les aplicó una fuerza de 220Nw para simular la fuerza oclusal máxima habitual. Se cortó el nicho periimplantario y se observó el estrés distribuido, se observó la pérdida de la continuidad de las cuerdas del implante sobre la superficie de la mandíbula.

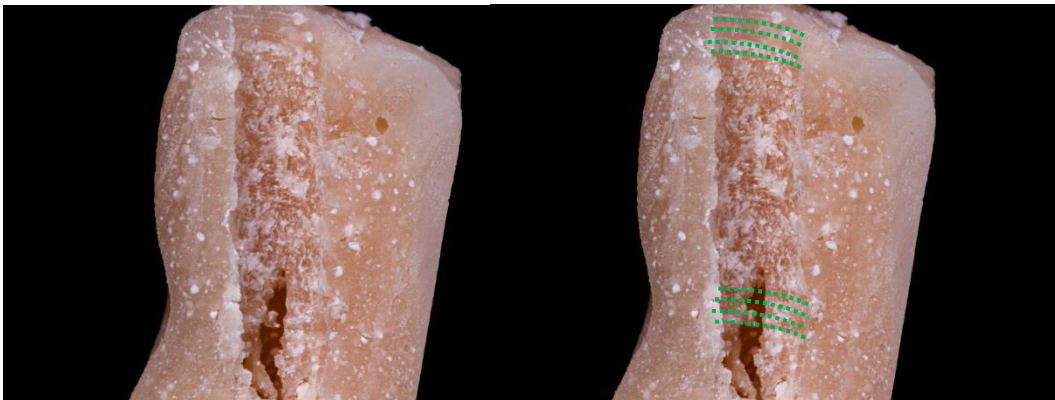
**Imagen 22.** Simulación de la fuerza oclusal máxima habitual



Fuente propia

El área afectada donde se distribuyó el mayor estrés coincide con la mismas en los resultados obtenidos por las simulaciones de Elementos finitos hechas en este estudio, mediante un corte seccional de la mandíbula, se logra apreciar la pérdida de continuidad de las cuerdas del implante tras la aplicación de la tensión, en la imagen de lado derecho se resaltan las cuerdas aún visibles con líneas color verde para su mayor facilidad de visualización, ver (Imagen 23).

**Imagen 23.** Corte seccional de la mandíbula impresa en resina 3D.



Fuente propia



## **12. DISCUSIÓN**

El estudio logro cumplir con el objetivo general que es comparar la tensión masticatoria transmitida al implante y los tejidos periimplantarios por los distintos materiales de restauración.

Para el propósito de este estudio se hicieron dos configuraciones quirúrgicas de cuatro y seis implantes, cada una de ellas fueron sometida bajo las fuerzas de la masticación mediante la simulación usando los diferentes materiales de restauración para observar la manera en la que estos distribuyen la tensión/estrés sobre el implante y el hueso mandibular.

Para poder llevar a cabo las simulaciones fue necesario el conocer los valores físicos (Densidad, Modulo de Young y Coeficiente de Poisson) de cada uno de los elementos involucrados (Hueso cortical, hueso esponjoso) así como también los materiales (PMMA, Metal-porcelana, Zirconia y Titanio), para poder llevar a cabo las simulaciones y obtener los valores máximos y mínimos de tensión que sufre el hueso.

Utilizando modelos 3D de elementos finitos (FE), se analizaron las distribuciones de tensión y estrés en diez modelos diferentes. Se consideró que el modelo de la mandíbula fuera anisotrópico dándole los valores correctos de hueso cortical y hueso esponjoso, se le dieron los valores físicos y mecánicos de los diferentes materiales de restauración a los modelos 3D de la prótesis al igual que a los implantes utilizados en estas simulaciones para que los resultados sean fiables y similares a una condición *in vivo*.

El resultado de las simulaciones permitió observar la cantidad de tensión que se puede transmitir a los implantes dependiendo del tipo de material que se utilice en esta, fue posible identificar el material que más estrés transmite a los implantes y por consecuencia a los tejidos óseos rodeando a los implantes en sus diferentes configuraciones quirúrgicas.

La elaboración de este tipo de estudios *in vivo* es limitada, ya que difícilmente se podría llevar un implante a su límite de tensión y observar cómo afecta al tejido óseo.

Es aquí donde el empleo de Elementos Finitos es una herramienta que se vuelve imprescindible para ayudar al clínico a entender situaciones y tomar la mejor decisión protésica sin comprometer la integridad de sus pacientes.

En esta investigación se observó que el modelo uno con configuración quirúrgica de seis implantes es el que distribuye mayor tensión hacia los implantes siendo este modelo simulado con el material restaurador de PMMA como resultado en dirección al implante y consecutivamente en dirección al hueso mandibular al momento de la función masticatoria, por lo contrario, al tener una estructura protésica de un material más rígido como la Zirconia y metal-porcelana esta tensión que se transmite al implante se ve disminuida causando menos daño al implante y consecutivamente al hueso que rodea al implante. Estos resultados se pueden comparar con los obtenidos en el estudio de Sensoy et al., (2021) obtuvieron como resultado en simulaciones de coronas unitarias sobre implantes que la Zirconia muestra un mejor desempeño en la transmisión de las tensiones hacia el implante y los tejidos periimplantarios.

Consecutivamente, al modelo uno, el modelo cuatro con configuración quirúrgica de cuatro implantes con material de PMMA como material restaurador-protésico fue el segundo modelo con mayor tensión distribuida en dirección al implante en dirección al hueso que rodea al implante derecho más distal. Por lo tanto, estos resultados confirman las observaciones de Wu Ay et al., (2021) mostraron que la zona que más estrés recibe es la zona molar-retromolar de una prótesis fija sobre una configuración quirúrgica de cuatro implantes.

El modelo que mejor se desempeñó y que por consecuencia no distribuyó el estrés a los implantes de una manera tan eficaz fue el modelo cinco en el que su configuración quirúrgica fue de cuatro implantes y el material restaurador-

protésico que se utilizó en ese modelo fue la Zirconia, teniendo como resultado una tensión directa al implante y hacia el hueso que rodea al implante. Se puede observar claramente la diferencia de tensión que el modelo cuatro tiene a diferencia del modelo cinco, presentando lo doble la tensión que se puede transmitir al implante por el tipo de material

El aporte clínico de esta investigación, radica en tener un material que tenga la capacidad de distribuir la tensión fuera de su estructura hacia el implante ya que clínicamente puede comprometer los aditamentos utilizados para mantener en posición la prótesis causando constantemente un aflojamiento de estos, logrando afectar la unión de la interfase entre implante/aditamento y causando un desgaste en los tornillos protésicos a la larga, propiciando así la presencia de bacterias y comprometiendo la salud del sello biológico que protege a la unión íntima del implante al hueso llevando de esta manera a una posible periimplantitis.

Además, se demostró que, independiente del material restaurador y la configuración quirúrgica utilizada, la zona donde más tensión se presenta es la zona distal, pero esta se ve afectada en mayor cantidad si se utiliza un material menos rígido como lo es el PMMA logrando aumentar el nivel de tensión casi al doble en comparación al de un material con mayores características de rigidez como la Zirconia y el Metal-porcelana. Esto puede ser debido a que la zona molar es la que más tensión soportan los pacientes dentados y desdentados por igual ya que la función principal de los molares es triturar el alimento, la memoria muscular obtenida a través de años continúa estando presente aun después de haber perdido los órganos dentales, por lo cual es normal seguir utilizando la zona para la misma función incluso después de haber perdido el órgano dental. El movimiento de la simulación fue cíclico, pero no con la simulación de apertura y viaje en bisagra que cumple la mandíbula, por lo cual se puede atribuir esto al cantiliver que se obtiene por el diseño de la prótesis implantosoportada, como Wu Ay et al., (2021) mencionan que, al aumentar el cantiléver más tensión es sometida al implante y si este material de la prótesis es más flexible el daño será más severo.

Por lo tanto, no se aprueba la hipótesis de investigación, que propone que la tensión transmitida a los implantes y los tejidos periimplantarios por el material de restauración sobre la prótesis implantosoportada es mayor en materiales rígidos que en materiales no rígidos ya que el material que según este estudio demostró mayor tensión hacia los implantes y consecutivamente al hueso que rodea al implante fue el material menos rígido que es el PMMA, mostrando una gran diferencia en comparación a Zirconia y Metal-porcelana.

Aún existen limitaciones en este tipo de estudios que emplean Elementos Finitos 3D ya que la gran cantidad de variables biológicas presentes en un paciente tanto como sus hábitos e higiene no pueden ser reproducidos al momento de la simulación. Por lo tanto, los resultados son aproximaciones a lo que realmente podría ocurrir en una situación clínica. Sin embargo, el conocimiento generado mediante estas simulaciones ayuda al clínico en la mejor toma de decisiones respecto a un caso en particular.

Por lo que es necesario hacer más estudios en los cuales se puedan cubrir más variables con la finalidad de acercarse a la realidad clínica. evitando así suposiciones y obteniendo resultados aproximados a la realidad.

## **13. CONCLUSIÓN**

- El PMMA fue el material que más tensión transmitió al implante en los dos tipos de configuraciones quirúrgicas de seis y cuatro implantes.
- La Zirconia fue el material que se comportó adecuadamente ante la tensión masticatoria evitando transmitir tensiones dañinas a los implantes en la configuración quirúrgica de cuatro implantes.
- La zona más afectada por la tensión sin importar el material protésico ni la configuración quirúrgica utilizada para este estudio fue la zona distal del modelo uno, que tuvo como material restaurador el PMMA.
- La configuración quirúrgica de seis implantes, en la zona más distal presenta la mayor concentración de tensión.

## **14. ALCANCES DEL ESTUDIO**



El estudio demostró que el material más flexible es el Polimetil-metacrilato, y el que presentó un peor comportamiento ante las tensiones oclusales a la hora de distribuir estas fuerzas, por lo que es importante tener en consideración la flexibilidad de los materiales al momento de su elección, pudiendo ser utilizado con una barra interna de metal cromo-cobalto como núcleo y utilizar la super estructura externa de PMMA para de esta manera el núcleo más rígido no trasmite las tensiones a los implantes.

## **15. BIBLIOGRAFÍA**

1. Resnik RR. Rationale for dental Implant. Resnik RR Editor. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4.<sup>a</sup> ed. Canadá: Elsevier; 2020. p.2-45.
2. Linkevicius T. Prosthodontics factor for maintaining crestal bone stability. En Zaffron M, Editor. Zero Loss Bone Concept 1ra Ed. Quintessence. 2019. p 137-140
3. Darvell BW, Clark RKF. The physical mechanisms of complete denture retention. *Br Dent J.* 2000;189(5):248–52.
- 4 Dieguez M. Brizuela-Velasco, A., Chavarri-Prado, D., Perez-Pevida, E., de Llanos-Lanchares, H., & Alvarez-Arenal, A. The Utility of Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis Material for Implant Micromovement and Peri-implant Bone Microstrain: A Study in Rabbit Tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020; 35(6):1132–1140.
- 5.- Dawson P. Occlusal Disease. Dawson P Editor. Functional Occlusion From TMJ to Smile design. 1<sup>a</sup>ed. St. Louis Missouri. Mosby Elsevier. 2007. P. 18-26.
6. Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Rezaei E. Effect of Tooth Preparation Design on Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Overlays. *J Prosthodont.* 2020; 29(7): 617- 622.
7. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel).* 2020; 12(10): 2299.
8. Hanawa T. Zirconia *versus* titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J.* 2019; p 1-13.
- 9.- Al-Thobity AM, Alsalman A. Flexural properties of three lithium disilicate materials: An in vitro evaluation. *Saudi Dent J.* 2021; 33(7): 620-627.
10. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, et al. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23(6): 2-21.
- 11.- Bassi-Junior L, Oliveira de Souza Silva R, Dias Dos Santos VH, et al. Mechanical analysis of prosthetic bars and dental implants in 3 and 4 implant-supported overdenture protocols using finite element analysis. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2021;11(3): 438-441.
- 12.-Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res [Internet].* 2014;4(3): 200–3.
- 13.- Şensoy AT, Çolak M, Kaymaz I, Findik F. An application of finite element method in material selection for dental implant crowns. *Biomed Tech (Berl).*

2021 Apr 12. 2021;66(4): 429-436.

14.- Wu AY, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc.* 2021; 119(10). p-120(1 Pt 2):567.

15.- 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.

16. Karaer O, Yamaguchi S, Imazato S, Terzioglu H. In Silico Finite Element Analysis of Implant-Supported CAD-CAM Resin Composite Crowns. *J Prosthodont.* 2023;32(3):259-266.

17. Ausiello P, Di Lauro AE, Tribst JPM, Watts DC. Stress distribution in resin-based CAD-CAM implant-supported crowns. *Dent Mater.* 2023;39(1):114-122

18. 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.* 2014;112(3):508–14.

19. Sadowsky, S. J. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *DentalMaterials.* Dent. Mater. J. 2019. p 1-9

20. Marcelo A.C, Guías Funcionales, Marcelo A. C. Estética en función. Napoleao; Sao paulo Brasil; 2022. p 468-490

21. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* 2015;42(2):153-16

22. Patil PG, Seow LL, Uddanwadikar R, Ukey PD. Biomechanical behavior of mandibular overdenture retained by two standard implants or 2 mini implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;125(1): 138.e1-138.e8.

## **16. ANEXOS**

Información de la malla utilizada para las simulaciones de elementos finitos en Solid Works

Tipo de malla	Malla Solida
Puntos Jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máximo de elementos	2.0227 mm
Tamaño mínimo del elemento	0.674225 mm
Número total de Nodos	153666
Número total de elementos	98805
Cociente máximo de aspecto	528.94