

# UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

## FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**“APLICACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS EN CARILLAS DE  
PORCELANA Y CERÓMERO PARA UN ANÁLISIS DIGITAL  
DE LA TENSIÓN Y LA DEFORMACIÓN, AREQUIPA 2016”**

Tesis presentada por el Bachiller:

**ZAPANA HUAYTA, RAFAEL WILFREDO**

Para obtener el Título Profesional de:

**CIRUJANO DENTISTA**

**AREQUIPA – PERÚ**

**2016**

### Dedicatoria

- Principalmente a mis padres que me dieron la vida, una carrera y por creer en mí, agradezco por su compañía en los buenos y malos momentos, su apoyo constante y darme mucho cariño.
- A mis hermanos Eliana y Marco por su apoyo y ayuda a lo largo de mi vida.

### Agradecimientos

- A mi asesor Dr. Gustavo Obando por darme el aliento y apoyo para realizar la investigación.
- A mi primo Edgard por darme siempre un apoyo incondicional y creer que todo es posible.
- Al Dr. Renán Tejada por llevar a una nueva perspectiva a mi trabajo investigación.
- A Kevin, Pedro y Stephany por su amistad a lo largo de mi vida universitaria.
- A Johnny y Francis por ser amigos de toda la vida.
- A Ricardo Zegarra un amigo a quien le tengo un gran respeto.
- A todas las personas que de alguna manera me apoyaron para que esto fuera posible de realizarse.

## Epígrafe

"Nuestro mayor miedo no es que no encajemos.  
Nuestro mayor miedo es que tenemos una fuerza desmesurada.  
Es nuestra luz y no nuestra oscuridad lo que más nos asusta.  
Empequeñecerse no ayuda al mundo.  
No hay nada inteligente en encogerse para que otros no se sientan  
inseguros a tu alrededor.  
Todos deberíamos brillar como hacen los niños.  
No es cosa de unos pocos sino de todos.  
Y al dejar brillar nuestra propia luz inconscientemente damos permiso a  
otros para hacer lo mismo.  
Al liberarnos de nuestro propio miedo nuestra presencia libera  
automáticamente a otros."

*(Marianne Williamson)*

## INDICE.

RESUMEN	
ABSTRACT	
INTRODUCCIÓN	
	Pág.
<b>CAPITULO I:</b>	
<b>PLANTEAMIENTO TEÓRICO.....</b>	<b>11</b>
1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	12
1.1. Determinación del problema.....	11
1.2. Enunciado.....	12
1.3. Descripción.....	13
a.- Área del conocimiento.....	13
b.- Operacionalización de variables.....	13
c.- Interrogantes básicas.....	13
d.- Tipo de investigación.....	14
e.- Nivel de investigación.....	14
1.4. Justificación.....	15
2. OBJETIVOS.....	15
3. MARCO TEÓRICO.....	15
3.1.-Marco Conceptual.....	15
3.1.1.- Porcelana Dental.....	15
a) Composición.....	16
b) Tipos de Porcelana.....	16
• Porcelana feldespática.....	16
• Porcelana aluminosa.....	17
• Cerámicas Circoniosas.....	18
3.1.2.- Cerómero.....	18
a. Características de los Cerómeros.....	19
b. Cerómero de restauración directa.....	19

c. Cerómero de restauración indirecta.....	19
d. Usos.....	20
3.1.3.- Carilla Estética.....	20
a. Indicaciones.....	21
b. Reducción dentaria.....	21
3.1.4.- Método de Elementos Finitos (MEF).....	22
a. Tipos de elementos.....	23
b. Proceso de análisis por elementos finitos.....	24
c. Software SolidWorks.....	24
d. Elemento en una dimensión.....	25
e. Elemento viga.....	27
f. Ley de Hooke.....	29
3.1.5.- Biomecánica de la Masticación.....	30
3.2.- Revisión de antecedentes investigaciones.....	32
4.- HIPÓTESIS.....	33
<b>CAPÍTULO II:</b>	
<b>PLANTEAMIENTO OPERACIONAL Y RECOLECCIÓN.....</b>	<b>34</b>
1. Técnica, instrumentos y materiales de verificación.....	35
2. Campo de verificación.....	38
3. Estrategia de recolección.....	38
4. Estrategia para manejar los resultados.....	39
<b>CAPÍTULO III:</b>	
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>42</b>
CONCLUSIONES.....	53
RECOMENDACIONES.....	54
BIBLIOGRAFÍA.....	55
HEMEROGRAFÍA.....	56
INFORMATOGRAFÍA.....	57
<b>ANEXOS.....</b>	<b>58</b>

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

	<b>Pág.</b>
GRÁFICO 1: RESULTADOS DE TENSIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL.....	43
GRÁFICO 2: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL.....	44
GRÁFICO 3: RESULTADOS DE TENSIONES DEL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL.....	45
GRÁFICO 4: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DEL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL....	46
GRÁFICO 5: RESULTADOS DE TENSIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA .....	47
GRÁFICO 6: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA .....	48
GRÁFICO 7: RESULTADOS DE TENSIONES DEL CEROMERO CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA .....	49
GRÁFICO 8: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DEL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA ...	50
TABLA 1: COMPARATIVO DE TENSIÓN ENTRE LA PORCELANA Y EL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL.....	51
TABLA 2: COMPARATIVO DE TENSIÓN ENTRE LA PORCELANA Y EL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA .....	52

## RESUMEN

El objetivo de esta investigación es la de conocer la distribución de tensiones que sufre las carillas de porcelana y las carillas de cerómero por medio de método de elementos finitos, en un modelo escaneado utilizando dos tipos de posición de fuerzas; se aplicó las fuerzas en el borde incisal y las fuerzas en la cara palatina de las carillas.

Los modelos fueron sometidos a fuerzas de 226 N en ambas partes de la simulación, las carillas de cerómero en ambas simulaciones tuvieron mejores distribuciones de las tensiones, la fuerza aplicada en el borde incisal tiene mayores desplazamientos con respecto a las fuerzas aplicadas en la cara palatina, por lo tanto las carillas de cerómero son la mejor opción al momento de hacer una rehabilitación con carillas.

**Palabra clave:** Carillas, cerómero, porcelana, elementos finitos, simulación.

## ABSTRACT

The objective of this investigation is one belonging to know the distribution of tensions that he suffers the little faces made of porcelain and cerómero's little faces by means of finite-element method, in a scanned model using two types of position of forces; He applied over himself the forces in the border incisal and the forces in the face of the palate of the little faces.

Models were submitted N in both parts of the simulation, cerómero's little faces in both simulations had better distributions of tensions, the force applied in the border to forces of 226 incisal has bigger displacements regarding the forces applied in the face of the palate, for them so much cerómero's little faces are the best choice at the moment of making a rehabilitation with little faces.

Key word: Little faces, cerómero, porcelain, finite elements, simulation.



## INTRODUCCIÓN.

La investigación nace de la idea de conocer la resistencia de algunos materiales mediante el uso de programas de computación, así comparar diversos materiales con diferentes formas si la necesidad de su fabricación. Pero cuando se tome conocimiento que con el uso del escáner procedí a la confección de una carilla para poder escanearla, con ello obtener un modelo lo más real posible para su análisis mediante el software.

El uso de materiales de restauración ha sido siempre algo que el clínico ha utilizado buscando una mejor estética y una mayor resistencia, el analizar los materiales y cual será mejor para cada caso haría que el clínico elija el materias de restauración adecuado.

La tesis ha sido estructurada en tres capítulos. En el capítulo uno se presenta el planeamiento operacional en el que se incluye el problema de investigación, los objetivos, el marco teórico y la hipótesis .En el segundo capítulo se aborda el planteamiento operacional y la recolección, también en la técnica, instrumento y materiales de verificación, el campo de verificación en su triple dimensión, espacial, temporal y poblacional, así como las estrategias de recolección y manejo de resultados. En el tercer capítulo se presenta los resultados los cuales comprenden el procesamiento y análisis de los datos, en los que se incluye los, interpretación y gráficos; las conclusiones, las recomendaciones, las bibliografía, la hemerografía, la informatografía, otros documentos y luego los anexos correspondientes.



# **CAPITULO I**

## **PLANTEAMIENTO TEÓRICO**

## I.- PLANTEAMIENTO TEÓRICO

### 1.- PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

#### 1.1.- Determinación del problema.

El tema es de mi interés por saber el modo adecuado por del uso de los materiales y las ventajas del uno u otro material, por lo tanto determinar los errores que cometemos al momento de realizar una rehabilitación. En mi practica observe el fracaso de muchas restauraciones ya sea por descuidos del paciente o son cometidos al momento de la elaboración.

La tecnología de hoy nos permite realizar estudios en modelos digitales antes de ser fabricados, lo cual es una ventaja en tiempo y costos al momento de realizar una rehabilitación

El escáner dental permite tener un modelo más confiable en el momento de hacer una simulación ya que la anatomía del diente no tiene formas geométricas exactas; en la ingeniera el sistema de modelos digitales es aplicado con frecuencia, estos modelos se puede usar en la Odontología para mejorar los diseños y estructuras de las prótesis, el uso de programas como el SolidWorks es una herramienta para el análisis estructural, a la que podemos someter a estudio a estructuras dentarias y/o protética.

Mi estudio se basa en el análisis de la resistencia a las deformaciones mediante el método de elementos finitos, que es una fórmula matemática de aproximación a modelos reales.

#### 1.2.- Enunciado.

“Aplicación de elementos finitos en carillas de porcelana y cerómero para un análisis digital de la tensión y la deformación, Arequipa 2016”

### 1.3.- Descripción del problema.

#### a.- Área del conocimiento.

- AREA GENERAL : Ciencias de la salud
- AREA ESPECIFICA: Odontología
- ESPECIALIDAD :Estética Dental, Rehabilitación Oral
- LINEA O TOPICO : Prótesis Fija con Porcelana y Cerómero

#### b.- Análisis u operacionalización de las variables.

VARIABLES	INDICADORES	SUBINDICADORES
Tensión	Mega pascales (Mpa)	Newton por milímetro cuadrado (N/m <sup>2</sup> )
Deformación	Ures <sup>1</sup> (Desplazamiento resultante)	Milímetros (mm)

#### c.- Interrogantes básicas.

- ¿Cuál es el análisis digital de la tensión – deformación de la carilla de porcelana dental aplicando fuerzas en el borde incisal?
- ¿Cuál es el análisis de la tensión – deformación de la carilla de cerómero dental aplicando fuerzas en el borde incisal?
- ¿Cuál es el análisis digital de la tensión – deformación de la carilla de porcelana dental aplicando fuerzas en la cara palatina?
- ¿Cuál es el análisis digital de la tensión – deformación de la carilla de porcelana dental aplicando fuerzas en la cara palatina?

---

<sup>1</sup> Ures: Desplazamiento resultante de un análisis estático de todos los ejes, se mide en milímetros en SolidWorks

- ¿Cuál es la mejor opción de material según el análisis digital al momento de elegir una carilla?

d.- Tipo de investigación.

- Aplicada

e.- Nivel de investigación

- Explorativo

1.4.- Justificación.

a. Originalidad

Este tipo de investigaciones es muy poco conocido en nuestro medio local habiendo muy pocos o ninguna sobre estética dental no existiendo antecedentes sobre estudios realizados.

b. Viabilidad

Es un tipo de estudio viable por contar con los recursos disponibles para ser realizados.

c. Relevancia

El presente estudio tiene como objetivo de medir la resistencia de la porcelana y cerámico pudiendo predecir el punto de fractura y la resistencia del material por ende la durabilidad.

d. Interés

Conocer de una manera científica la resistencia y la duración de un material mediante un programa de computación.

Una motivación personal y conocer más con respecto al tema del uso de los elementos finitos para una mejor elección de materiales de restauración para una mejor resistencia y durabilidad.

Con ellos para optar el título de profesional de cirujano dentista

## 2.- OBJETIVOS.

- Determinar el análisis digital de la tensión – deformación de la carilla de porcelana dental aplicando fuerzas en el borde incisal
- Determinar análisis de la tensión – deformación de la carilla de cerámico dental aplicando fuerzas en el borde incisal
- Determinar el análisis digital de la tensión – deformación de la carilla de porcelana dental aplicando fuerzas en la cara palatina
- Determinar el análisis digital de la tensión – deformación de la carilla de porcelana dental aplicando fuerzas en la cara palatina
- Determinar la mejor opción de material según el análisis digital al momento de elegir una carilla

## 3.- MARCO TEÓRICO.

### 3.1.-Marco Conceptual.

#### 3.1.1.- Porcelana Dental.

Las porcelanas dentales son atractivas por su biocompatibilidad, su estabilidad de color a largo plazo, su resistencia al desgaste, su capacidad de aislamiento térmico, eléctrico y su capacidad de ser conformadas de distintas formas para imitar la apariencia de los dientes naturales, otra característica importante es que sean inertes químicamente, pues asegura que la superficie de la restauración dental no libera elementos potencialmente dañinos y no genera la adherencia bacteriana. Sin embargo, la susceptibilidad de las porcelanas a la fractura quebradiza (cuando se les aplican fuerzas de tensión o flexión) es su gran desventaja, desgraciadamente las porcelanas más estéticas como las feldespáticas, han sido demasiado frágiles para emplearlas en la confección de coronas totalmente cerámicas sin una cofia de metal como núcleo.<sup>2</sup>

---

<sup>2</sup> Odontología estética, fusionando arte y ciencia - Gisela Ballesteros Randzio – pág. 3

### a. Composición

Las materias primas para la porcelana dental contienen cantidades variables de ingredientes cristalinos como sílice, feldespato y alúmina. Estos componentes cristalinos se unen formando un vidrio transparente y de estructura líquida. La porcelana se fabrica calentando feldespato y otros minerales junto con materiales denominados fundentes que forman vidrios de bajo punto de fusión. Estos fundentes son óxidos o carbonatos de sodio, potasio, litio o boro. La masa fundida recibe el nombre de frita y se enfría rápidamente o templar a la porcelana.

Composición de las porcelanas:

	<i>Dental</i>	<i>Decorativo</i>
	%	%
<i>Feldespato</i>	81	15
<i>Cuarzo</i>	15	14
<i>Caolín</i>	4	70
<i>Pigmentos</i>	<1	1

### b. Tipos de Porcelana

Existen muchos tipos de porcelanas dentales, estas pueden clasificarse:

- **Según su Composición:**

Cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos por una matriz vítrea responsable de la estética en la que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados. Químicamente, existen tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

- **Porcelana feldespática**

Este tipo de porcelana se lleva empleando desde los comienzos de la odontología, pero las aplicaciones algo serias comenzaron en la

década de los sesenta. Llevan, por tanto bastante tiempo en aplicación dental y siguen siendo de las más usadas dentro de la odontología de nuestros días por sus excelentes características estéticas.

Las porcelanas feldespáticas no han sido superadas hoy en día en cuanto a estética, si bien su principal defecto es la falta de resistencia, la cual se ha minimizado mediante el cementado con técnicas adhesivas. Puesto que la belleza que alcanzan es máxima, son el material de elección como material de recubrimiento de estructuras metálicas o núcleos cerámicas más resistentes y como material de confección de carillas de porcelana. La resistencia a la flexión de las porcelanas feldespáticas es de 50-75 Mpa.<sup>3</sup>

Las coronas feldespáticas de alta resistencia (100-300 MPa) se consiguen incorporando determinados elementos que aumenten la resistencia mecánica, entre ellas encontramos: Finesse, AllCeramic, Optec-HSP e IPS Empress I, IPS Empress II, IPS e.max

- **Porcelana aluminosa**

Las cantidades de óxido de aluminio son mayores, reduciendo la proporción de cuarzo lo que implica una mejora en las propiedades mecánicas de la cerámica, sin embargo este incremento de óxido de aluminio implica una reducción en la translucidez obligando a realizar tallados más agresivos para alcanzar una buena estética.

Por este motivo las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrimiento con cerámica más translúcida.

Las más representativas son:

- In-Ceram Alúmina (vita)
- In-Ceram Spinell (vita)
- In- ceram zirconia (vita)
- Procera AllCeramic (nobel Biocare)

---

<sup>3</sup> Porcelanas Dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total - Pablo Díaz Romeral Bautista, Enrique López Soto – pág. 5

- **Cerámicas Circoniosas**

Este grupo es el más novedoso, cerámicas de última generación compuestas por óxido de circonio también conocido como circonia altamente sintetizado y estabilizado parcialmente con óxido de itrio. Su principal característica es su elevada tenacidad debido a una microestructura totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”. Este fenómeno consiste en que el material ante una zona de elevado estrés mecánico como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de fase tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. De este modo se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esto confiere a dichas cerámicas una resistencia a la flexión de entre 1000-1500 MPa, superando en un amplio margen al resto de las porcelanas.<sup>4</sup>

A este grupo pertenecen las cerámicas:

DC-Zircon (DSC), Cercon (Dentsply), In- CeramYZ (Vita), Procera Zirconia (Nobel Biocare), Lava (3M Espe), IPS e.max Zir- CAD (Ivoclar), etc.

### 3.1.2.- Cerómero

Los cerómeros son biomateriales odontológicos utilizados para la restauración de piezas dentarias. Forman parte de la familia de las resinas que se trabajan con una técnica indirecta, después de la toma de una impresión funcional. Los cerómeros fueron creados en 1995, y salieron al mercado con el nombre de Ceramic Optimed Polymer (Polímeros de Cerámica Optimizada).<sup>5</sup>

---

<sup>4</sup> Porcelana libre de metal una alternativa estética en prótesis fija – Dr. Juan Berastaín García – pág. 34

<sup>5</sup> <http://dental.hostzi.com/ceromeros.html>

Estos biomateriales combinan lo mejor de las resinas, con lo mejor de las porcelanas y son indicados para incrustaciones inlay y onlay, coronas libres de metal, puentes no más de 3 piezas y carillas indirectas.

Se compone de aproximadamente una cuarta parte de vidrio orgánico, que debe considerarse como un compuesto reactivo altamente reticulante, de tres cuartas partes de material de relleno inorgánico, absolutamente estable desde el punto de vista cromático y no adhesivo para la placa bacteriana. Con un 90% de material de relleno donde incluye fluoruro de estroncio 5-10% (similar a los ionómeros), por lo que posee la propiedad de liberar flúor.

**a. Características de los Cerómeros**

Excelentes características en términos de color Mimetización Translucidez Opacidad Biocompatibilidad Resilencia, lo que hace que este material sea el preferido para la rehabilitación de coronas sobre implantes.

Es reparable intraoralmente, en caso de que se fracture una parte o si se hace caries alrededor, solamente se repara la parte afectada y se une a una resina compuesta directa. Posee menor Filtración Marginal de la restauración por tener mejor ajuste cervical. Tiene menor susceptibilidad a manchas o pigmentación.

**b. Cerómero de restauración directa**

La técnica directa posee características más similares a los composites comercializados bajo la denominación de Híbridos.

**c. Cerómero de restauración indirecta**

Es un polímero de 2da generación no convencional que posee relleno de silicato de bario de un tamaño bastante uniforme (0.7 um) y monómeros multifuncionales que al permitirle un mayor número de enlaces dobles y cadenas cruzadas le darían sus condiciones de mayor resistencia al desgaste (4 a 5 um anuales).

#### d. Usos

Coronas, Puentes, Carillas e Incrustaciones (principalmente, ya que en los implantes antes se usaba cerámica, pero este material permite absorber las fuerzas de la masticación)

Es un composite con un elevado porcentaje de carga mineral del 75% a 85% que le asegura propiedades estéticas similares a las de la porcelana, posee una elevada resistencia flexural (150-160 Mpa). Incluye en su matriz orgánica polímeros de refuerzo o carga de finas partículas cerámicas en forma tridimensional. Es de resina compuesta con fibras de vidrio silanizadas.

#### 3.1.3.- Carilla Estética.

Curiosamente el uso de las carillas de porcelana tiene su origen en los años treinta, cuando eran utilizados en Hollywood para mejorar temporalmente la apariencia de los dientes de los actores durante los rodajes. En 1937, el Dr. Charles Pincus presentó un informe a la Asociación Dental del Estado de California en el que deja constancia de su empleo, indicando que ante la falta de mecanismos disponibles para retenerlos de forma duradera las mismas debían ser colocadas al comienzo del día y retiradas al final de éste.<sup>6</sup>

Charles Pincus creó las primeras carillas para mejorar el aspecto y las sonrisas de los actores y actrices de Hollywood que habían fracasado en cuidar de sus dientes. El advenimiento de las carillas ayudó a crear la ilusión de que las estrellas de cine eran las más glamorosas y perfectas, la creación de la legendaria “sonrisa de Hollywood”. No fue sino hasta 1982 que el proceso de unión a los dientes de las carillas fue perfeccionado, permitiendo a las carillas dentales unirse al diente permanente.<sup>7</sup>

Fue, en 1975, el Dr. Alain Rochette, en Francia, el primero en proponer el uso de restauraciones de cerámica adherida en la dentición anterior. En el

<sup>6</sup> <http://www.elcuerpo.es/historia-indicaciones-y-resultados-de-las-carillas-de-porcelana/>

<sup>7</sup> <http://carillasdentales.org/historia/>

laboratorio se cocía la cerámica en un molde matriz de oro de 24 quilates. Se acondicionaba la cerámica con silano y el esmalte, con grabado ácido y se adhería con una resina a la superficie dental. Vistas las actuales técnicas, es evidente que el enfoque de Rochette no fue una quimera.

La carilla cerámica es un tratamiento protésico el cual consiste en la sustitución o reposición del esmalte dental por una fina lámina de porcelana que será íntimamente adherida a la superficie dental.<sup>8</sup> Esta restauración puede ser empleada para mejorar defectos estéticos que alteran la sonrisa del paciente

#### **a. Indicaciones**

La capacidad de la carilla de porcelana de encubrir y recontornear los dientes hace que este procedimiento sea ideal para casi muchas situaciones clínicas, incluyendo:

- i. Decoloraciones extremas
- ii. Dientes con decoloración vestibular generalizada provocada por la translucidez de una restauración con amalgama.
- iii. Defectos de superficie
- iv. Fractura dentaria.<sup>9</sup>
- v. Cierre de diastemas.
- vi. Dientes pequeños
- vii. Pequeñas correcciones de posición dental.
- viii. Dientes con secuelas de enfermedad periodontal.
- ix. Agenesia del incisivo lateral.<sup>10</sup>
- x. Patrones progresivos de desgaste.

#### **b. Reducción dentaria**

La reducción estándar comprende el control de los siguientes apartados: reducción o tallado vestibular, reducción proximal, reducción

---

<sup>8</sup>Restauraciones estéticas cerámicas - Kina S, Bruguera A, Do Carmo. pág. 321

<sup>9</sup> Restauraciones cerámicas anteriores y posteriores. Fernández-Bodereau E, Naldini PA. pag.53.

<sup>10</sup> Goldstein RE. Esthetics in dentistry - Dentistry & Oral Sciences Source – pag 1

del margen y borde incisal, maniobras finales La reducción estándar inicial varía de 0,5 a 0,7 mm de profundidad, con un mínimo de 0,3 mm, para la zona axial del diente, llegando a 1,5 mm en el borde incisal.

### 3.1.4.- Método de Elementos Finitos (MEF).

El método de los elementos finitos, es un método de cálculo utilizado en diversos problemas de ingeniería, que se basa en considerar al cuerpo o estructura dividido en elementos discretos, con determinadas condiciones de vínculo entre sí, generándose un sistema de ecuaciones que se resuelve numéricamente y proporciona el estado de tensiones y deformaciones. También se utiliza en matemáticas como método nodal aproximado para resolver ecuaciones diferenciales en forma numérica.

Existen dos tipos de caminos para su formulación, basándose en el principio de los trabajos virtuales, es decir, formulaciones variacionales, o mediante el método de Garlekin, Método directo o bien con Raleigh Ritz.<sup>11</sup>

La base del método de los elementos finitos es la representación de un cuerpo por un ensamble de subdivisiones llamadas elementos. Estos elementos se interconectan a través de puntos llamados nodos.

La solución del problema consiste en encontrar los desplazamientos de estos puntos o nodos y a partir de ellos, las deformaciones y las tensiones del sistema analizado. Las propiedades de los elementos que unen a los nodos, están dadas por el material asignado al elemento, que definen la rigidez del mismo, y la geometría de la estructura a modelar.

Las deformaciones y las fuerzas externas se relacionan entre sí mediante la rigidez y las relaciones constitutivas del elemento. Trabajando en régimen elástico, las ecuaciones que definen el sistema pueden expresarse de forma matricial como se muestra a continuación:

$$[K] \cdot \{\delta\} = \{F\}$$

---

<sup>11</sup> Introducción a la Teoría de Elementos Finitos - Ing. Santiago Pezzotti, Ing. Federico Antico – pag. 2

Donde:

- $[K]$ : es la matriz rigidez del sistema
- $\{\delta\}$ : es el vector desplazamientos
- $\{F\}$ : es el vector de esfuerzos

**a. Tipos de elementos:**

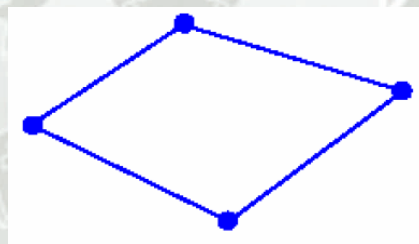
- Elemento lineal (1D):



Pueden ser:

- ✓ Resorte
- ✓ Viga
- ✓ Barras
- ✓ Caños

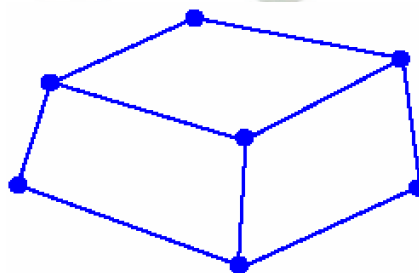
- Elemento plano (2D)



Puede ser:

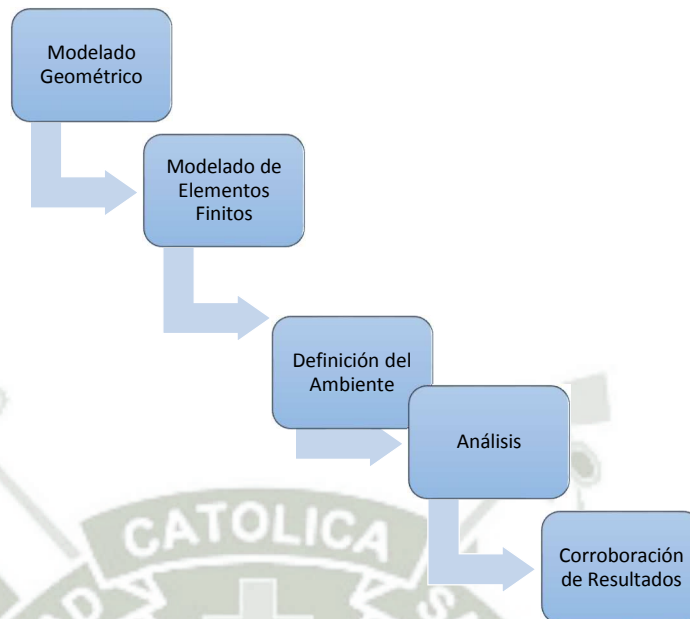
- ✓ Membrana
- ✓ Placas

- Elemento solidos (3D):



Se pueden combinar entre ellos en un estudio.

## b. Proceso de análisis por elementos finitos



- ✓ **Modelado Geométrico:** Creación del modelo matemático del objeto o del conjunto.
- ✓ **Modelado de Elementos Finitos:** Subdividir la geometría del modelo en elementos discretos o nodos.
- ✓ **Definición del Ambiente:** Aplicar las cargas y las condiciones de borde para simular el ambiente de la operación.
- ✓ **Análisis:** análisis mediante un software (tensiones, deformaciones, etc.) a partir de análisis estáticos, dinámicos.
- ✓ **Corroboración de Resultados:** Comparar los resultados con los criterios de diseño. Rediseñar la estructura y repetir el proceso si fuese necesario.

## c. Software SolidWorks

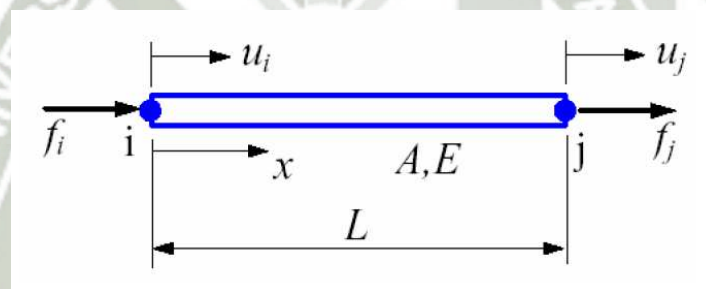
El software CAD SOLIDWORKS® es una aplicación de automatización de diseño mecánico que les permite a los diseñadores croquizar ideas con rapidez, experimentar con operaciones y cotas, y producir modelos y dibujos detallados.

Este documento analiza los conceptos y la terminología utilizados en toda la aplicación SOLIDWORKS. Permite al usuario familiarizarse con las funciones que se emplean habitualmente en SOLIDWORKS.<sup>12</sup>

Un software de esta índole sirve para realizar análisis con elementos finitos que pueden ser usados para simular la respuesta ante cargas que tienen estructuras o cuerpos sólidos, impactos, esfuerzos térmicos, etc. Uno de los beneficios de estos programas es que se puede analizar elementos no lineales, esto quiere decir que se puede analizar un cuerpo en tres dimensiones.

#### d. Elemento en una dimensión

Consideremos una barra de sección constante:



El sistema se compone de:

- Dos Nodos:  $i, j$
- Modulo de Elasticidad  $E$
- Área de la Sección Transversal  $A$
- Longitud del Elemento  $L$

El mismo está sometido:

- Fuerzas en los Nodos:  $f_i, f_j$

El elemento tiene dos grados de libertad, en el sentido longitudinal del elemento, cualquier desplazamiento de los nodos en el sentido normal al elemento no generara esfuerzos internos:

<sup>12</sup> Introducción a SolidWorks – SolidWorks. Inc. – pág. 9

- Dos desplazamientos:  $u_i$ ,  $u_j$

Sabiendo que la rigidez a tracción / compresión de una barra es:

$$\frac{EA}{L}$$

Haciendo una analogía con el elemento resorte, tenemos que:

$$k = \frac{EA}{L}$$

Por lo tanto:

$$\mathbf{k} = \begin{bmatrix} k & -k \\ -k & k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{EA}{L} & -\frac{EA}{L} \\ -\frac{EA}{L} & \frac{EA}{L} \end{bmatrix}$$

O también:

$$\mathbf{k} = \frac{EA}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}$$

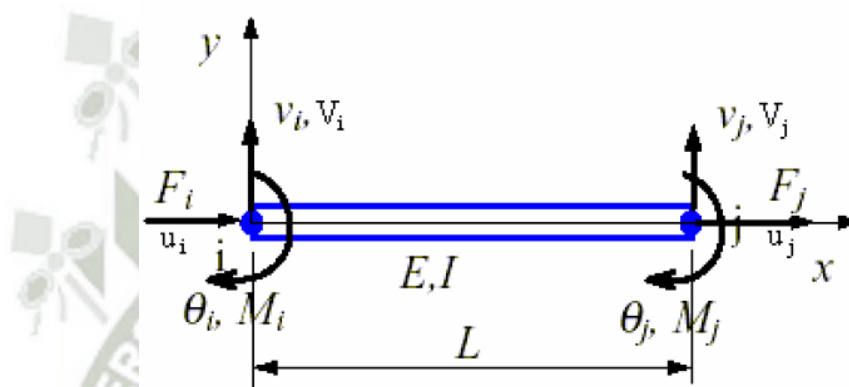
Por lo tanto la ecuación de equilibrio será:

$$\frac{EA}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} f_i \\ f_j \end{Bmatrix}$$

### e. Elemento Viga

Se considera una viga en el plano. Esta toma esfuerzos de Corte, Axiles y Momentos, todas consideradas en el plano. Cada Nodo posee tres Grados de Libertad ( $u, v, q$ ).<sup>13</sup>

Un elemento que toma estas cargas, tiene asociado para el cálculo a  $E, J, I$  y  $A$ .



El sistema se compone de:

- Dos Nodos: i, j
- Módulo de Elasticidad E
- Área de la Sección Transversal A
- Longitud del Elemento L
- Momento de Inercia I

El mismo está sometido:

- Fuerzas en los Nodos:  $F_i, F_j, V_i, V_j$
- Momento en los Nodos:  $M_i, M_j$

Habrán tres grados de libertad por cada nodo

- Cuatro desplazamientos:  $u_i, u_j, v_i, v_j$
- Dos Giros:  $\theta_i, \theta_j$

<sup>13</sup> Introducción a la Teoría de Elementos Finitos - Ing. Santiago Pezzotti, Ing. Federico Antico – pag. 13

Para crear la Matriz de Rigidez se suponen casos con desplazamientos unitarios, que luego mediante Superposición se ensamblan y dan forma a dicha matriz.

Se adoptan giros en sentido horario y desplazamientos positivos.

Aplicando la Ley de Hooke, tal como se hace con elemento barra, tenemos que:

$$H_i = \frac{EA}{l} \cdot u_i$$

Con lo obtenemos:

$$H_i = \frac{EA}{l}$$

Procediendo de forma análoga para los desplazamientos de los Nodos, obtendremos los restantes coeficientes de la Matriz Rigidez del Elemento.<sup>14</sup>

$$\mathbf{k} = \begin{bmatrix} \frac{EA}{L} & 0 & 0 & -\frac{EA}{L} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{12EI}{L^3} & -\frac{6EI}{L^2} & 0 & -\frac{12EI}{L^3} & \frac{6EI}{L^2} \\ 0 & -\frac{6EI}{L^2} & \frac{4EI}{L} & 0 & \frac{6EI}{L^2} & \frac{2EI}{L} \\ -\frac{EA}{L} & 0 & 0 & \frac{EA}{L} & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{12EI}{L^3} & \frac{6EI}{L^2} & 0 & \frac{12EI}{L^3} & \frac{6EI}{L^2} \\ 0 & -\frac{6EI}{L^2} & \frac{2EI}{L} & 0 & \frac{6EI}{L^2} & \frac{4EI}{L} \end{bmatrix}$$

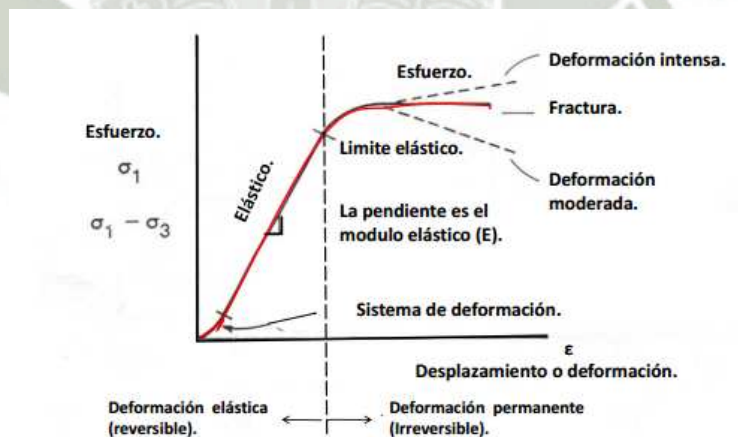
<sup>14</sup> Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural. - Juan Tomás Celigüeta Lizarza – pág. 46

## f. Ley de Hooke

- **Esfuerzo y la Deformación.**

Relación entre el esfuerzo y la deformación. La deformación se define como cualquier cambio en la posición o en las relaciones geométricas internas sufridas por un cuerpo siendo consecuencia de la aplicación de un campo de esfuerzos, por lo que se manifiesta como un campo de forma, de posición, de volumen o de orientación. Puede tener todos estos componentes, cuando esto ocurre se dice que la deformación es total.

Dependiendo de la naturaleza del material y las condiciones bajo las que se encuentre, existen varios tipos de deformación. Se dice que un cuerpo sufre una deformación elástica cuando la relación entre esfuerzo y deformación es constante, y el cuerpo puede recuperar su forma original al cesar el esfuerzo deformante. Cuando dicha relación no es constante se produce una deformación plástica y aunque se retire el esfuerzo, el cuerpo quedará con una deformación permanente.<sup>15</sup>



Grafica que muestra en forma general las curvas esfuerzo-deformación

<sup>15</sup> ESFUERZO Y DEFORMACIÓN – UNAM Facultad de Mecánica – pág. 26

- **Módulo de elasticidad (E)**

Es la pendiente de la línea recta que se forma en la zona elástica de la curva. Para la zona elástica se cumple que:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

El módulo de elasticidad es una medida de la rigidez del material. Si se tienen dos materiales (A y B), A es más rígido que B si se deforma elásticamente menos que B al aplicarles a ambos la misma fuerza. El material es más rígido entre mayor sea su módulo de elasticidad.

- **Relación de Poisson ( $\mu$ )**

Es la relación entre la deformación unitaria longitudinal y la deformación unitaria lateral.

$$\mu = \frac{\varepsilon \text{ lateral}}{\varepsilon \text{ longitudinal}}$$

- **Resistencia a la tensión o esfuerzo último ( $\sigma_u$ )**

Es el valor máximo del esfuerzo de ingeniería que se puede aplicar sobre el material. Cuando el esfuerzo aplicado se iguala a la Resistencia a la tensión, se inicia la estricción y luego la fractura del material.

### 3.1.5.- Biomecánica de la Masticación.

Aunque la estética es una de las principales razones para la elección de un material dental, la biocompatibilidad, durabilidad y la resistencia al desgaste también son factores claves para cumplir adecuadamente con las funciones de masticación y con una correcta integración en el cuerpo. Los cerámicos en principio reúnen varias de estas cualidades, pero a su vez poseen factores negativos como la fractura frágil que conduce al desportillamiento y a la fractura

catastrófica. Por esto, es importante entender las solicitaciones mecánicas a las que puede ser sometido un implante dental.<sup>16</sup>

Durante la masticación normal en ambiente húmedo, la carga aplicada a los dientes al inicio del contacto está en el rango de 3 a 20N intensificándose hasta alcanzar intervalos de 50 a 364N al finalizar el ciclo, aunque algunos autores han reportado cargas de masticación normal de hasta 600N. Los tiempos de duración aproximados son de 0.25 a 0.70 segundos, y el radio de curvatura cuspal es de 2 a 4mm. Los periodos de carga de contacto por día oscilan entre 15 y 30 min.

Por otro lado, en comportamientos parafuncionales como el bruxismo se han observado cargas más elevadas con períodos cortos de 450 a 900N, los pacientes con bruxismo habitual pueden llegar a aplicar cargas oclusales cercanas a 1000N, mientras que en pacientes sin bruxismo en los incisivos la máxima carga de mordida alcanzada es 100N aumentando gradualmente hasta conseguir alrededor de 500N en los molares. El bruxismo además mantiene un tiempo de contacto de 30 min a 3 horas en un periodo de 24 horas. El diente natural o restauraciones dentales obtenidas bajo diferentes técnicas de medición que sugieren un rango de 200 a 3500N.

La magnitud de la fuerza depende principalmente de las propiedades físicas de los alimentos, al igual que la edad, sexo y la variabilidad entre personas. Las fuerzas de masticación en los adultos presentan un progresivo decrecimiento, mientras que en los niños presenta un incremento anual del orden de 22N. Las restauraciones dentales se han observado valores de 65 a 235N en dentaduras parciales, mientras que en dentaduras completas el promedio en molares y premolares es de 100N y en los incisivos de 40N.

---

<sup>16</sup> Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares - Okeson JP. pág. 220

Las variaciones son probablemente debido a las diferentes características de las personas. De acuerdo a los estudios realizados en individuos con diferentes características se ha podido asumir que las fuerzas de oclusión y la respuesta al interior del tejido cambian respecto a la anatomía de localización, edad, maloclusión y colocación de un dispositivo restaurativo.<sup>17</sup>

En general, los hombres pueden morder con más fuerza que las mujeres. Las cargas de mordida máximas en los hombres de 525 hasta 630N mientras que en las mujeres oscila entre 350 hasta 440N. Reporta cargas máximas aplicadas al primer molar desde 404 hasta 880N y en los incisivos centrales desde 129 hasta 226N.

Diferentes estudios indican que las fuerzas de masticación en el primer molar en pacientes con puentes fijos son acerca de 40% de la fuerza ejercida en los pacientes con dentadura natural.

### 3.2.- Revisión de antecedentes investigaciones.

**Título: AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NAS FACETAS ESTÉTICAS DE PORCELANA PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (Evaluación de la distribución de tensiones en carillas estética de porcelana por elementos finitos)**

**Autor: JOÃO LUIZ NEVES PEREIRA**

#### **RESUMEN**

Este estudio tuvo como objetivo evaluar la distribución de tensiones en los dientes restaurados con carillas de porcelana de por el método de los elementos finitos en modelos representativos de incisivos centrales superiores que se utilizaron tres tipos de simulaciones: los dientes que no contaban con las preparaciones dentales con y sin

---

<sup>17</sup> Diseño de materiales multicapa resistentes al daño por contacto. Tesis doctoral - Miranda P.- pág. 44

recubrimiento el borde incisal, y los dientes con forma de preparación hombro y que cubre el borde incisal.

Estos modelos fueron sometidos a cargas de 100 N y 350 N en el borde incisal, bajo ángulos de 45 y 90, simulando las condiciones clínicas de los pacientes de clase I de ángulo y pacientes con mordida superior y / o bruxistas. Se observó que el aumento de la carga y la disminución de la angulación, promovió un aumento de las tensiones en los modelos representativos de las carillas de porcelana, y que los modelos representados por disilicato de litio a base de porcelana, presenta un mejor comportamiento en relación con la distribución las tensiones en los dientes restaurados con carillas de porcelana de feldespato.

#### 4.- HIPÓTESIS.

**Dado que** el análisis por elementos finitos es usado por las industrias e ingenierías para tensiones que sufre un material.

**Es probable** que los elementos finitos se puedan aplicar para el estudio en la odontología en la resistencia de los materiales restauradores.



# **CAPITULO II**

## **PLANTEAMIENTO OPERACIONAL**

## II.- PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

### 1.- TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN.

#### 1.1.- Técnica.

Consistirá en aplicar la técnica de los elementos finitos mediante el uso de un software de computadora (SolidWorks 2016).

Descripción de la técnica

Se relajo la obtención de la carilla de porcelana en un laboratorio dental con las especificaciones requeridas, para luego usar un escáner 3D dental para la digitalización del modelo.

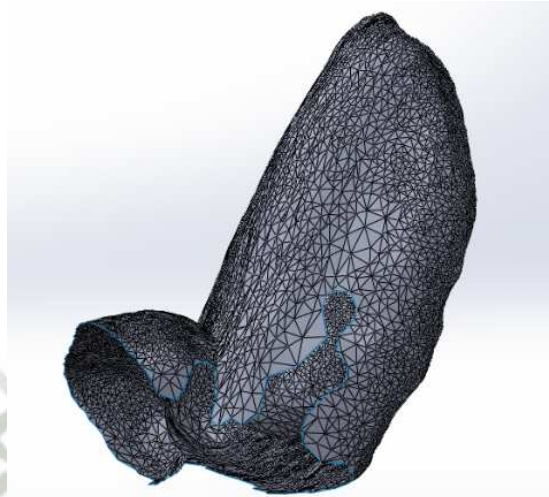
Con el modelo escaneado se procedió a hacer el modelamiento con el software Solidworks y a la reconstrucción. El escáner nos genera un archivo 3d en formato stl.

La metodología que se uso fue la obtención de un modelo mediante un escáner dental de una carilla de porcelana pedida a confeccionar a un laboratorio dental con las medidas y especificaciones requeridas.



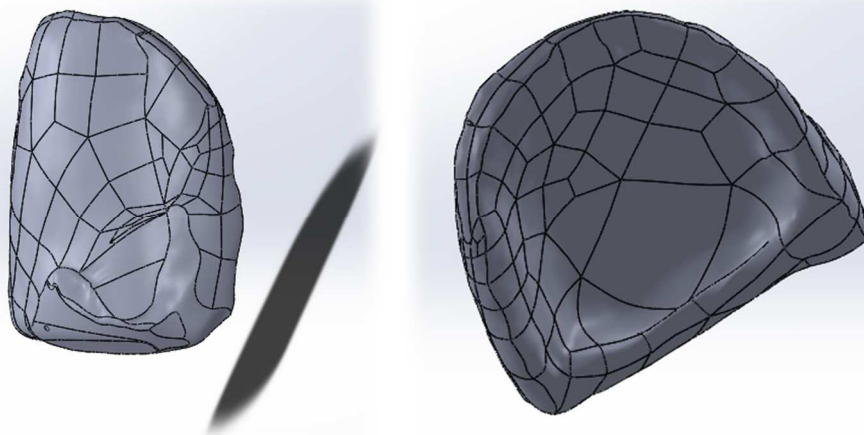
Escáner utilizado para la obtención del modelo 3D (Optical 3D Scanner).

Una vez obtenido el modelos se realizó al modelamiento dado que el escáner no reconoció partes de la carilla se realizó la reconstrucción de las partes faltantes y la eliminación de las partes excedentes del escaneado.



Modelo obtenido del escáner en planos y superficies.

Al momento de la obtención del modelo 3D con el escáner se obtuvo superficies por lo cual el software no haría el análisis, entonces se tuvo que hacer una reconstrucción y a transformar superficies a un sólido para el análisis por el método de elementos finitos.



Modelo reconstruido y convertido a sólido.

Se realizara la simulación de cargas a las carillas de porcelana y de cerómero estableciendo las características de cada uno de los

materiales en el software para su análisis, se hará la simulación de cargas a un ángulo de 90 grados y a un ángulo de 45 grados.

Observando las similitudes y diferencia entra ambos materiales bajo las mismas condiciones, además va a comparar con un los datos de un diente sano para comparar que tanta es la diferencia entre un diente sano y los dientes restaurados con carillas.

<b>MATERIAL<sup>18</sup></b>	<b>Módulo de Young (Mpa)</b>	<b>de Coeficiente de Poisson (v)</b>
Porcelana	69.01	0.300
Cerómero	12300	0.260

Se usaran los siguientes datos de cada material para hacer las simulaciones, estos datos varias en cada casa fabricante.

### 1.2.- Instrumentos.

a.- Instrumentos documentales.

- Fichas técnicas sobre propiedades mecánicas de porcelanas.
- Fichas técnicas sobre propiedades mecánicas de cerómeros.

b.- Instrumentos mecánicos.

- Una computadora de gama alta
- Scanner 3D (Optical 3D Scanner Dental)

### 1.3.- Materiales.

- Carilla de porcelana hecha en laboratorio.
- Software – SolidWorks 2016

<sup>18</sup> Influence of Core Thickness on a Restored Crown of a First Premolar Using Finite Element Analysis-PhDb  
Jim Ironside - pag 85

## 2.- CAMPO DE VERIFICACIÓN.

### 2.1.- Ámbito espacial.

- Universidad Católica de Santa María

### 2.2.- Unidades de estudio.

- Unidades de esfuerzo de Von Mises (megapascuales)

### 2.3.- Temporalidad.

- La investigación se ha realizado en los meses de diciembre del 2015 y abril del 2016

## 3.- ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

### 3.1.- Organización.

Antes de ser realizar el estudio se hizo las siguientes acciones:

- Se mandó a confeccionar una carilla de porcelana.
- Obtener el software.
- Pedir las autorizaciones respectivas para el uso del CAD CAM.

### 3.2.- Recursos.

#### a.- Recursos humanos.

- Bachiller: Zapana Huayta, Rafael Wilfredo
- Asesor: Dr. Obando Pereda, Gustavo

#### b.- Recursos físicos.

- Una laptop marca Asus con procesador Intel Core i7

#### c.- Recursos económicos.

- El presupuesto para la recolección de los datos y otras acciones investigativas fueron plenamente autofinanciados.

d.- Recursos institucionales

- Laboratorio de prótesis y CAD CAM de la clínica de la UCSM.

3.3.- Validación del instrumento.

- Muestra piloto: se usó solo una carilla para todos los casos de estudio para así tener el mismo modelo para ambos materiales.
- Recolección piloto: Carilla confeccionada en un laboratorio.
- Resultado piloto: Se obtuvo del análisis por medio del software.
- Recomendación: Usar tinciones para el reconocimiento de la porcelana al momento del escaneado.

**4.- ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS.**

4.1 Plan de procesamiento:

El procesamiento fue de tipo manual y computarizado, de acuerdo a las siguientes operaciones:

- a.- Clasificación: matriz de registro y control
- b.- Conteo: Se utilizó matrices de recuento.
- c.- Tabulación: Se empleó tablas de doble entrada.
- d.- Gráficas: se usó gráficas de barras simples y dobles.

## 4.2 Plan de análisis

### a.- Tratamiento estadístico:

VARIABLE DE INTERÉS	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	ESTADÍSTICAS DESCRIPTIVAS	PRUEBA ESTADÍSTICA
Tensión y deformación	Cualitativo	Nominal	Frecuencias absolutas Percentage	- $\chi^2$

### b.- Metodología de interpretación:

La interpretación de las tablas comprendió la jerarquización de frecuencias, comparación de los datos entre si y apreciación crítica.

### c.- Modalidades interpretativas:

Se utilizó a parte una interpretación para cada tabla y una discusión final.

### d.- Operaciones interpretativas:

Se empleó el análisis, la síntesis, la inducción y la deducción.

### e.- Niveles interpretativos:

Fundamentalmente explicativos.

### III. CRONOGRAMA DE TRABAJO.

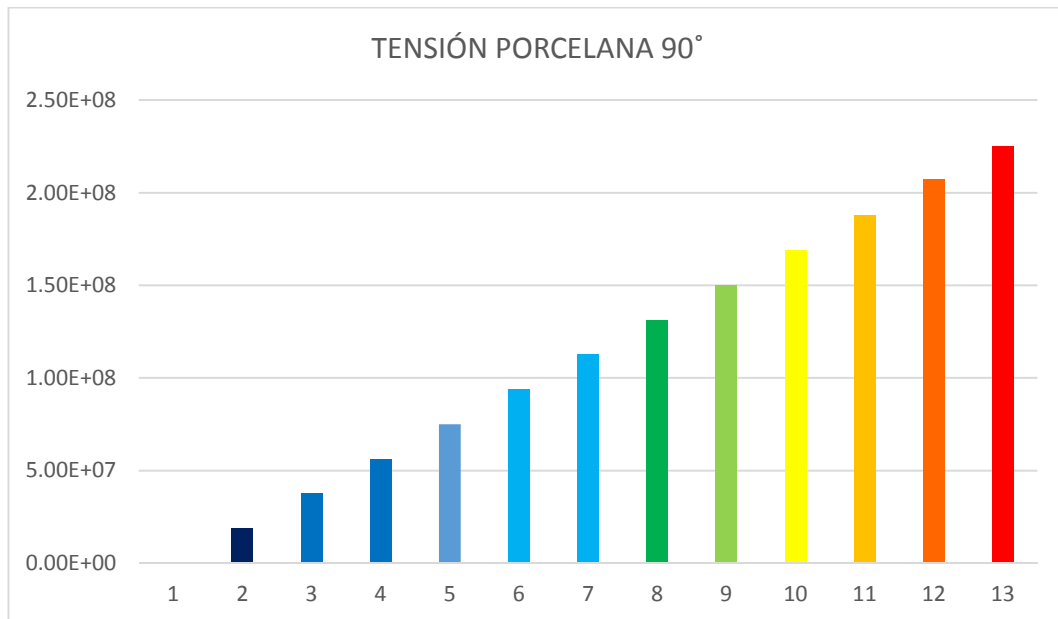
ACTIVIDADES	NOVIEMBRE				DICIEMBRE				ABRIL				MAYO			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Revisión bibliográfica	X	X	X	X												
Presentación del proyecto de investigación						X										
Recolección de datos									X	X	X	X	X			
Procesamiento																
Análisis																



# CAPITULO III RESULTADOS



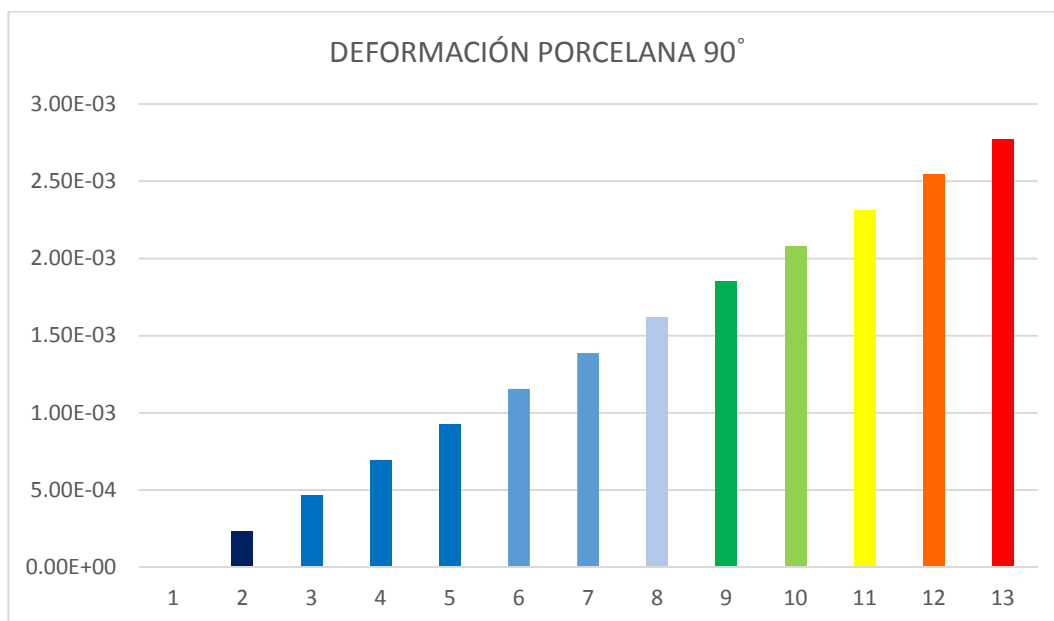
### GRÁFICO 1: RESULTADOS DE TENSIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL



#### Lectura:

- La tensión máxima es de  $2.25E+08 \text{ N/m}^2$  y la tensión mínima es de  $5.34E+02 \text{ N/m}^2$ .
- La zona con mayores tensiones se produjo en el borde incisal en la carilla de porcelana y las zonas de menores tensiones se obtuvieron en la cara vestibular.
- La zona de color rojo son los sectores de donde se pueden producir fracturas que se ubican en la parte interna del borde incisal.

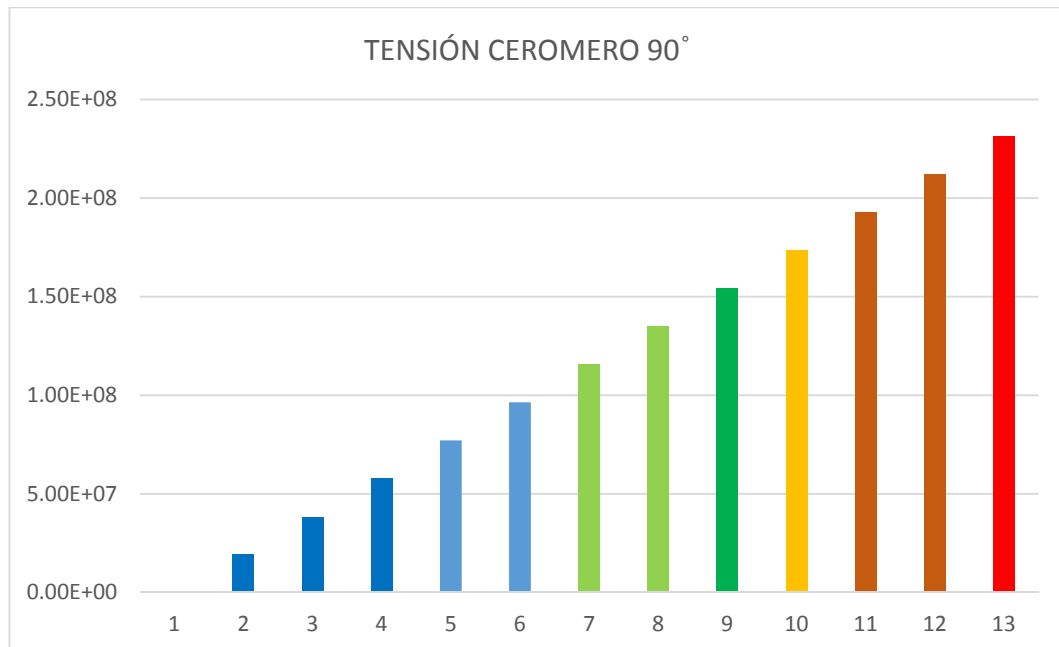
## GRÁFICO 2: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISA



### Lectura:

- La deformación máxima es de 2.77E-03 mm. y la deformación mínima es de 1.00E-30 mm.
- Las zonas de color rojo se produjo mayor deformación y zonas de color azul son las que se produjo menores deformaciones.
- Las zonas del borde incisal son las que sufrieron mayor deformación en la carilla de porcelana al aplicar la carga.
- En el resto de zonas sufrieron menores deformaciones.

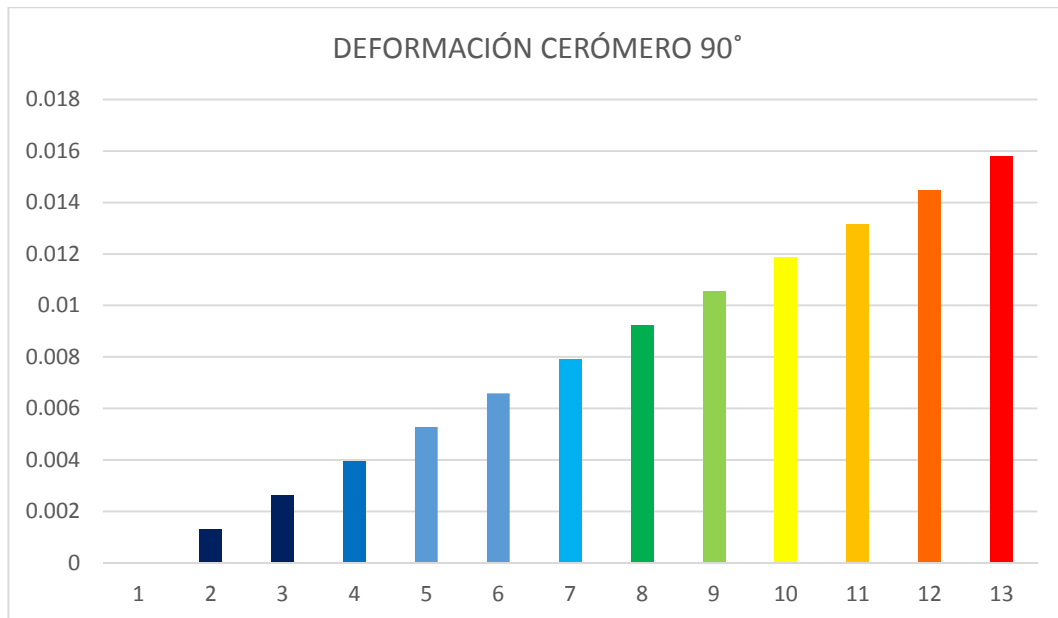
**GRÁFICO 3: RESULTADOS DE TENSIONES DEL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL**



**Lectura:**

- La tensión máxima es de  $2.32E+08 \text{ N/m}^2$  y la tensión mínima es de  $4.70E+02 \text{ N/m}^2$ .
- Las zonas de color rojo son las que sufrieron mayores tensiones y las zonas de menor tensión están de color azul.
- En las zonas de color rojo se producirán posibles fracturas en la carilla de cerómero.
- Las zonas de color azul serán donde menor será las posibles fracturas por la dirección de la fuerza aplicada.

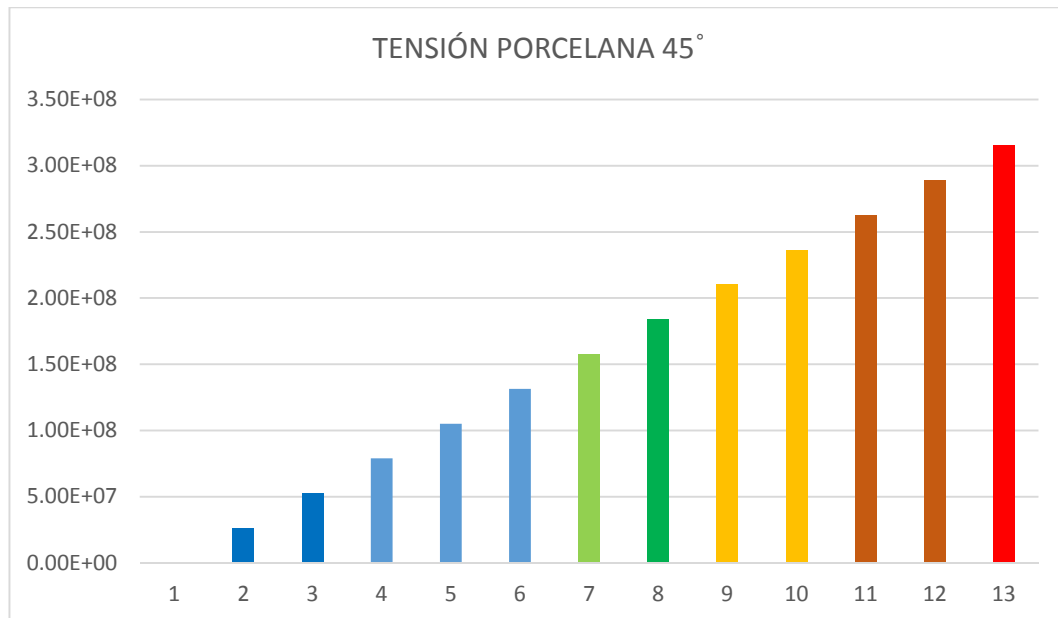
## GRÁFICO 4: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DEL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL



### Interpretación:

- La deformación máxima es de 0.01582 mm. y la deformación mínima es de 0.00001 mm.
- Las zonas de color rojo nos indica donde mayores deformaciones sufrió la carilla de cerómero y las zonas de color azul son donde menores fueron las deformaciones.
- Las zonas de color rojo es donde mayor desplazamiento ocurrieron durante la simulación.
- Los mayores desplazamientos ocurrieron en la zona incisal por las direcciones de la fuerza aplicada.

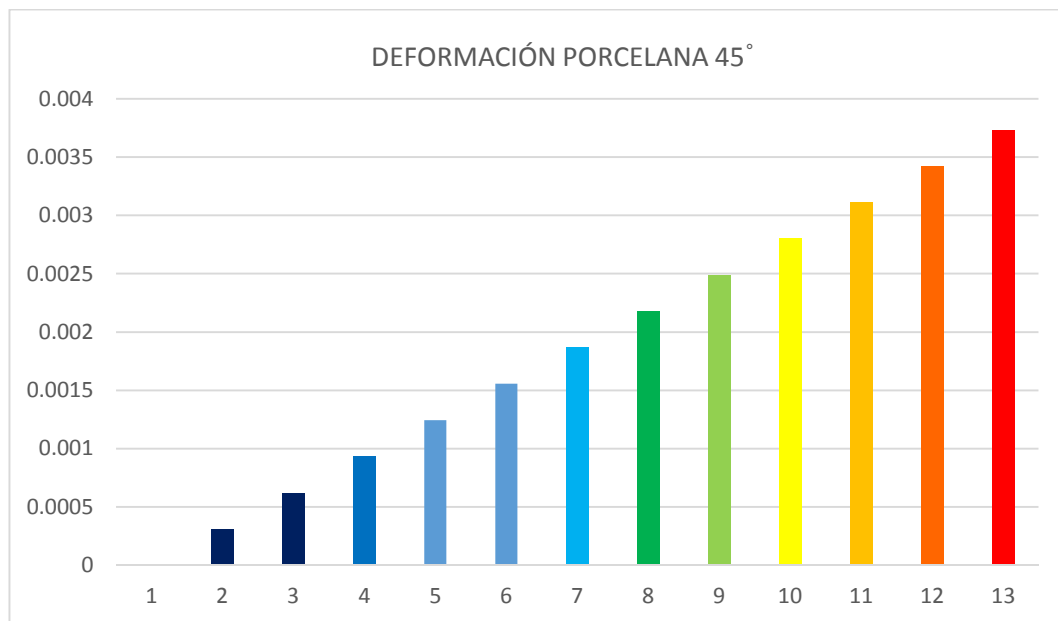
### GRÁFICO 5: RESULTADOS DE TENSIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA



#### Lectura:

- La tensión máxima es de  $3.15E+08 \text{ N/m}^2$  y la tensión mínima es de  $4.90E+03 \text{ N/m}^2$ .
- Las zonas de color rojo es donde se obtuvo mayor tensión y las zonas de color azul es donde se obtuvo menor tensión.
- Las zonas de color rojos es donde pueden ocurrir posibles fracturas en la carilla de porcelana.
- La zona de posible fractura será en los sectores angulares por ser los sectores más débiles de la carilla.

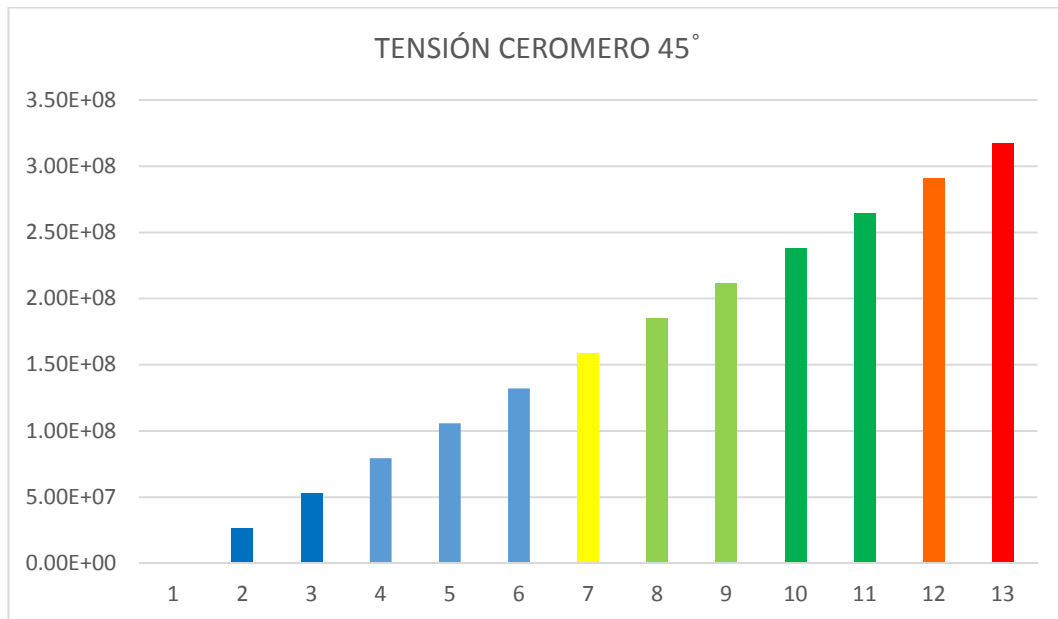
## GRÁFICO 6: RESULTADOS DE DEFORMACIONES DE LA PORCELANA CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA



### Lectura:

- La deformación máxima es de  $3.73E-03$  mm. y la deformación mínima es de  $1.00E-30$  mm.
- En las zonas de color rojo son las que mayor deformación ocurrieron y las zonas de color azul son las zonas de menor deformación ocurridas durante la simulación.
- Los sectores de mayor desplazamiento son donde pueden ocurrir posibles fracturas.

### GRÁFICO 7: RESULTADOS DE TENSIONES DEL CEROMERO CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA

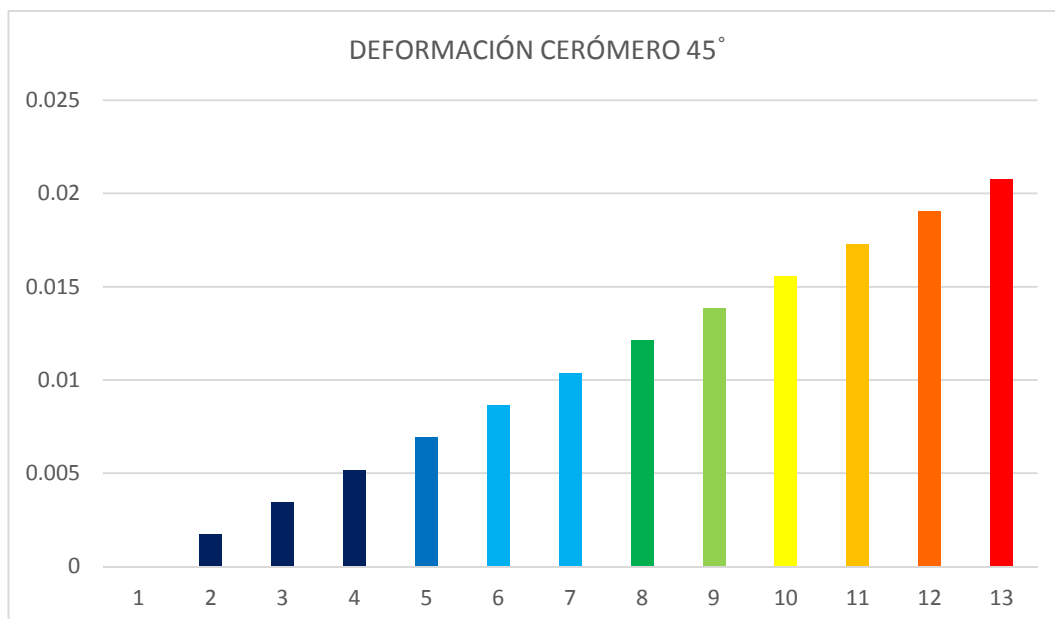


#### Lectura:

- La tensión máxima es de  $3.17E+08 \text{ N/m}^2$  y la tensión mínima es de  $4.63E+03 \text{ N/m}^2$ .
- En las zonas de color rojo son las que mayor deformación ocurrieron y las zonas de color azul son las zonas de menor deformación ocurridas durante la simulación.
- La zona que mayor tensión soporta es la angulación entre la cara palatina y el cara mesial de la carilla, esta zona tiene posibles fracturas.

## GRÁFICO 8: RESULTADOS DE DEFORMACIONES

### CEROMERO CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA



#### Lectura:

- La deformación máxima es de  $2.08E-02$  mm y la deformación mínima es de  $1.00E-30$  mm.
- Los sectores q mayores desplazamientos es el ángulo entre la cara palatina y la cara mesial.
- El sector con mayor desplazamiento son de posibles fracturas.

**TABLA 1: COMPARATIVO DE TENSIÓN ENTRE LA PORCELANA Y EL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN EL BORDE INCISAL.**

VALORES	PORCELANA	%	CEROMERO	%
1	534	0.00365	469.5	0.003119
2	18800000	1.284	19300000	1.282
3	37500000	2.560	38590000	2.564
4	56300000	3.844	57890000	3.846
5	75100000	5.128	77190000	5.129
6	93900000	6.411	96480000	6.410
7	113000000	7.715	115800000	7.694
8	131000000	8.944	135100000	8.976
9	150000000	10.242	154400000	10.259
10	169000000	11.539	173700000	11.541
11	188000000	12.836	193000000	12.823
12	207000000	14.134	212000000	14.086
13	225000000	15.363	231600000	15.388
<b>TOTAL</b>	<b>1464600534</b>	<b>100.000</b>	<b>1505050470</b>	<b>100.000</b>

**Lectura:**

- En los dos casos se aplicó una fuerza de 227 N en el borde incisal en ambas carillas de porcelana y cerómero, se pudo comprobar que existencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura en ambas muestras mediante la prueba de  $\chi^2$  ( $p > 0.05$ )
- Por lo que la carilla de cerómero tiene una mayor resistencia al momento de la aplicación de la fuerza.

**TABLA 2: COMPARATIVO DE TENSIÓN ENTRE LA PORCELANA Y EL CERÓMERO CON FUERZA APLICADA EN LA CARA PALATINA**

VALORES	PORCELANA	%	CERÓMERO	%
1	4898	0.00024	4627	0.00022
2	26280000	1.282	26450000	1.282
3	52560000	2.564	52890000	2.564
4	78830000	3.846	79330000	3.846
5	105100000	5.128	105800000	5.130
6	131400000	6.411	132200000	6.409
7	157700000	7.694	158700000	7.694
8	183900000	8.973	185100000	8.974
9	210200000	10.256	211500000	10.254
10	236500000	11.539	238000000	11.539
11	262800000	12.822	264400000	12.819
12	289000000	14.100	290900000	14.104
13	315300000	15.384	317300000	15.384
<b>TOTAL</b>	<b>2049574898</b>	<b>100.000</b>	<b>2062574627</b>	<b>100.000</b>

**Lectura:**

- En los dos casos se aplicó una fuerza de 227 N en la cara palatina en ambas carillas de porcelana y cerómero, se pudo comprobar que la no reflejaron diferencias estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura en ambas muestras mediante la prueba de  $\chi^2$  ( $p > 0.05$ ).

## CONCLUSIONES

- En el análisis se observó que la carilla de cerómero tiene una mejor distribución de la tensión, usando una fuerza de 226N.
- En el análisis de ambas carillas sobrepasaron su capacidad elástica por lo cual ambas carillas podrían sufrir fracturas en algunas superficies.
- Dependiendo el lugar de aplicación de fuerzas, también varían las zonas de posibles fracturas, al aplicarse las fuerzas en el borde incisal la carilla de cerómero tuvo una mejor distribución de las tensiones con respecto a la carilla de porcelana y cuando se aplicó las fuerzas en la cara palatina ambas carillas tuvieron similares puntos de fractura, siendo la carilla de porcelana con mayores áreas posibles de fracaso.
- Al aplicarse la fuerza en la cara palatina de las carillas las tensiones en ambas carillas fueron similares, pero siendo la carilla de cerómero la que mejor distribución de tensiones tiene al momento de hacer la simulación.
- La mejor opción al momento de realizar una carilla según el software es la carilla hecha de cerómero por tener una mayor resistencia y también por sus propiedades estéticas, por otro lado la porcelana sigue siendo un excelente material para realizar carillas por su estabilidad de color, lo que conlleva a mejorar la preparación del tallado, por lo tanto mejora la resistencia en los lugares más débiles o de posibles fracturas.

## RECOMENDACIONES

- Se recomienda a las futuras investigaciones el uso de modelos escaneados para mejores resultados con mayor aproximación a la realidad.
- Se recomienda el redondeo de las aristas y superficies anguladas para aumentar la resistencia de la carilla al momento del tallado.
- Para mejores resultados se sugiere el análisis del tiempo de vida del material usando los ciclos masticatorios, temperatura, etc.
- Se recomienda trabajar con mayor número de casos y formas de las carillas.
- Se recomienda la utilización de software como el que se usó en esta investigación en la realización de tratamientos odontológicos por la variación de la fuerza en cada individuo ya sea por la edad o el sexo.
- Se recomienda los siguientes temas de investigación:
  - ✓ Análisis por elementos finitos de espigos pre fabricados de fibra de vidrio y espigos colados.
  - ✓ Análisis comparativos de puentes de cerámico de tres piezas libres de metal y cofia metálica por elementos finitos.
  - ✓ Análisis comparativo por elementos finitos de puentes de porcelana libre de metal y puentes de zirconio libre de metal.
  - ✓ Comparación de la resistencia a la deformación de tres coronas a diferentes grosores.
  - ✓ Aplicación de elementos finitos en implantes dentales y como afectan al hueso cortical
  - ✓ Aplicación de elementos finitos en el diseño de prótesis removibles
  - ✓ Análisis biomecánico de la comparación entre la resina acrílica, cerámica por elementos finitos
  - ✓ Análisis de la resistencia por ciclos masticatorios de un puente de tres piezas en el sector posterior por elementos finitos.

## BIBLIOGRAFIA.

- El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). Quintessence (ed. Esp.) 1998
- McLean. Science and Art of Dental Porcelain. Vol. I y II. Quintessence Publishing Co.
- Fernández-Bodereau E, Naldini PA. Restauraciones cerámicas anteriores y posteriores. En: Henostroza G, editor. Estética en odontología restauradora. 1 ed. Madrid: Ripano S.A;2006.
- Okeson JP. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares, (Elsevier Mosby: Madrid, España, 2003).
- Perelmuter S. Evolution du concept "In- Ceram". Les cahiers de protèse 1993



## HEMEROGRAFIA

- General features and properties of metal-free ceramics restorations – Álvarez Fernández, Ángeles Peña-López, José Miguel\* González-González, Ignacio Ramón\* Olay-García, M<sup>a</sup>. Sonsoles
- Estudio de la composición y estructura de las coronas completas de cerámica. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2004; - Martínez A, Labaig C.
- El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Quintessence (ed. Esp.) 1998
- Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección - Martínez Rus, Francisco\* Pradies Ramiro, Guillermo Suárez García, M<sup>a</sup> Jesús\*\* Rivera Gómez, Begoña
- Kina S, Bruguera A, Do Carmo VH. Laminados cerámicos. En: Kina S, Bruguera A, editores. Invisible – restauraciones estéticas cerámicas. Sao Paulo: Artes médicas;2008.
- Miranda P. Diseño de materiales multicapa resistentes al daño por contacto. Tesis doctoral, Universidad de Extremadura; 2003
- Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural - Juan Tomás Celigüeta Lizarza- Dr. Ingeniero Industrial
- Profesor de Análisis Estructural de la Escuela Superior de Ingenieros de San Sebastián
- E. Oñate. “Cálculo de Estructuras por el Método de los Elementos Finitos”. CIMNE, Barcelona. 1995
- Introducción a la Teoría de Elementos Finitos (Elementos Resorte, Barra y Viga) Autores: Ing. Santiago Pezzotti Ing. Federico Antico

## INFORMATIGRAFIA

- <http://www.elcuerpo.es/historia-indicaciones-y-resultados-de-las-carillas-de-porcelana/>
- <http://carillasdentales.org/historia/>
- <http://dental.hostzi.com/ceromeros.html>
- <http://odontologiaa.mx.tripod.com/artglass.html>
- <https://es.wikipedia.org/wiki/SolidWorks>





## Informe dado por el software SolidWorks 2016 de las 4 simulaciones realizadas.

### Información de modelo



Nombr   
Config

Sólidos				
Nombre documento de referencia	de y	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta documento/Fecha al de modificación
Redondeo5		Sólido	Masa:0.000297255 kg Volumen:1.14329e-007 m <sup>3</sup> Densidad:2600 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.0029131 N	C:\Users\Rafael\Desktop\carilla\pieza terminada.SLDPRT May 08 20:12:13 2016

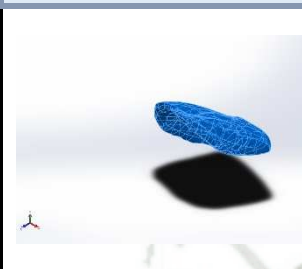
### Propiedades de estudio

<b>Nombre de estudio</b>	analisis ceromero 45
<b>Tipo de análisis</b>	Análisis estático
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Efecto térmico:</b>	Activar
<b>Opción térmica</b>	Incluir cargas térmicas
<b>Temperatura a tensión cero</b>	298 Kelvin
<b>Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation</b>	Desactivar
<b>Tipo de solver</b>	FFEPlus
<b>Efecto de rigidización por tensión (Inplane):</b>	Desactivar
<b>Muelle blando:</b>	Desactivar
<b>Desahogo inercial:</b>	Desactivar
<b>Opciones de unión rígida incompatibles</b>	Automático
<b>Gran desplazamiento</b>	Desactivar
<b>Calcular fuerzas de cuerpo libre</b>	Activar
<b>Fricción</b>	Desactivar
<b>Utilizar método adaptativo:</b>	Desactivar
<b>Carpeta de resultados</b>	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Rafael\Desktop\carilla)

Unidades

<b>Sistema de unidades:</b>	Métrico (MKS)
<b>Longitud/Desplazamiento</b>	mm
<b>Temperatura</b>	Kelvin
<b>Velocidad angular</b>	Rad/seg
<b>Presión/Tensión</b>	N/m <sup>2</sup>

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: <b>cerome</b> Tipo de modelo: <b>Isotrópico elástico lineal</b> Criterio de error predeterminado: <b>Tensión de von Mises máx.</b> Límite elástico: <b>1.7e+008 N/m<sup>2</sup></b> Módulo elástico: <b>1.23e+010 N/m<sup>2</sup></b> Coeficiente de Poisson: <b>0.26</b> Densidad: <b>2600 kg/m<sup>3</sup></b>	<b>Sólido 1(Redondeo5)(pieza terminada)</b>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: <b>55 cara(s)</b> Tipo: <b>Geometría fija</b>		
Fuerzas resultantes				
<b>Componentes</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	<b>Resultante</b>
<b>Fuerza reacción(N)</b> de	<b>583.995</b>	<b>-1148.2</b>	<b>13.9728</b>	<b>1288.26</b>
<b>Momento reacción(N.m)</b> de	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga	
Fuerza-1		<b>Entidades:</b> <b>Tipo:</b> <b>Valor:</b>	<b>6 cara(s)</b> <b>Aplicar fuerza normal</b> <b>226 N</b>

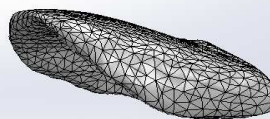
Información de malla

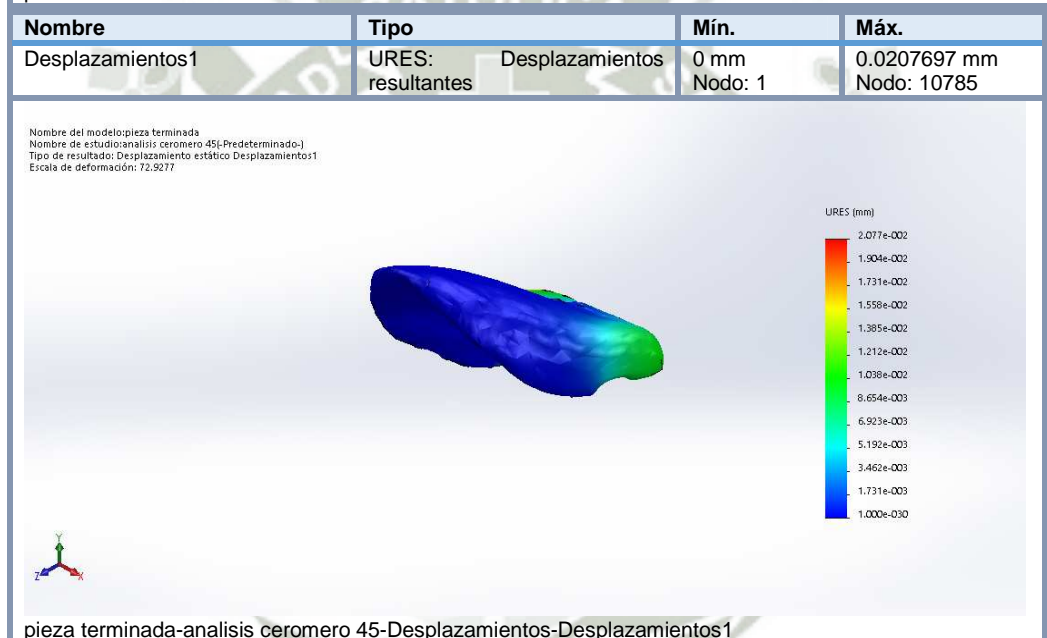
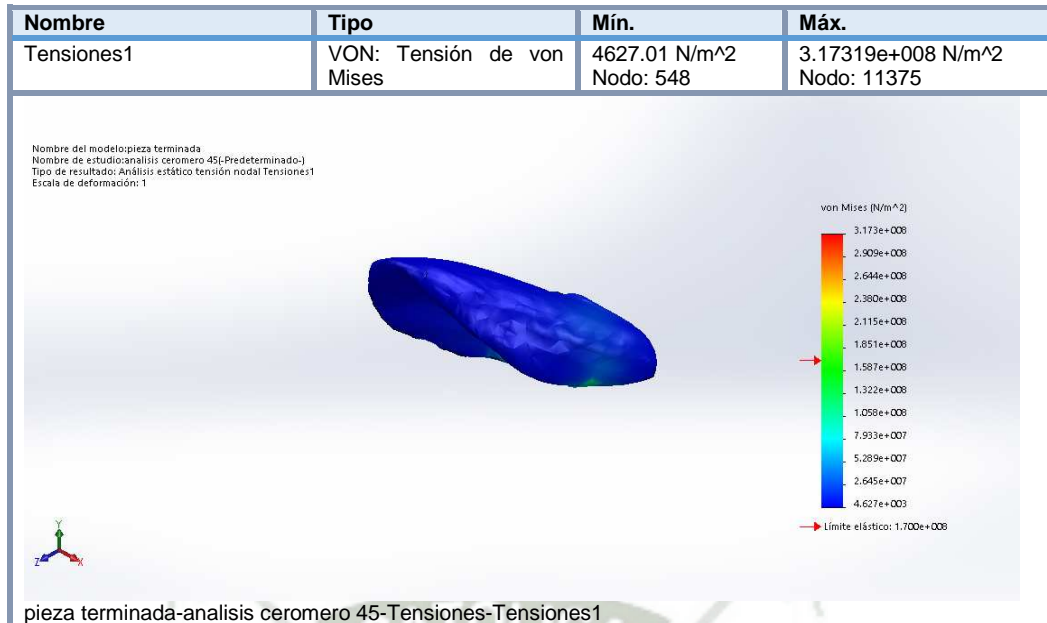
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Mallador utilizado:</b>	Malla estándar
<b>Transición automática:</b>	Desactivar
<b>Incluir bucles automáticos de malla:</b>	Desactivar
<b>Puntos jacobianos</b>	4 Puntos
<b>Tamaño de elementos</b>	0.485539 mm
<b>Tolerancia</b>	0.0242769 mm
<b>Calidad de malla</b>	Elementos cuadráticos de alto orden

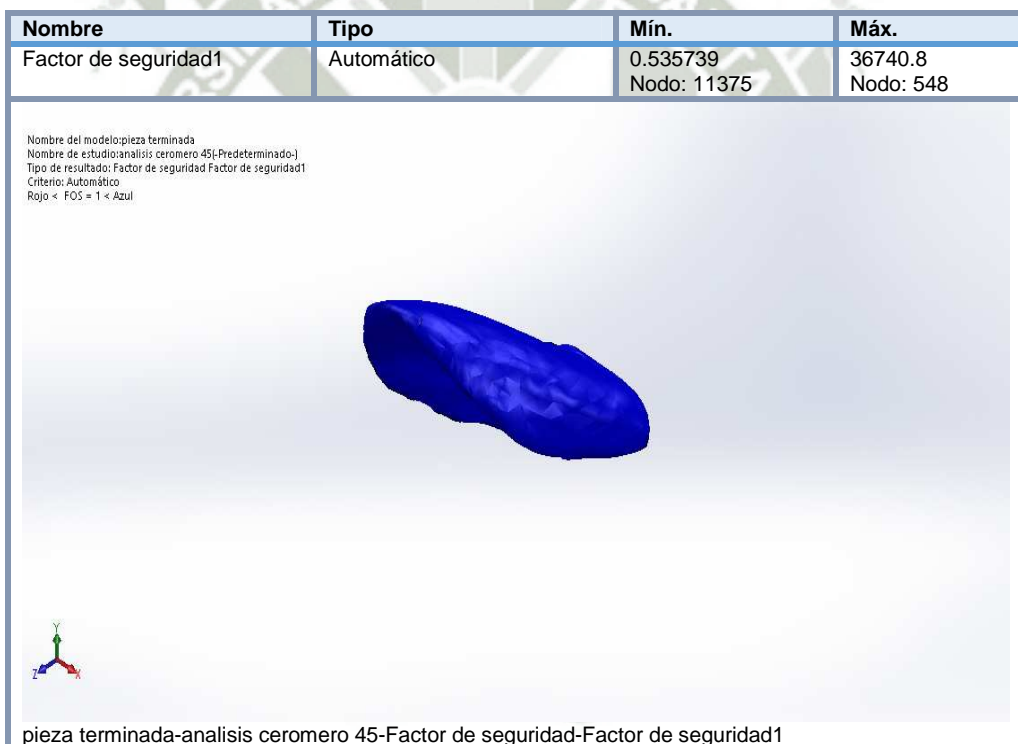
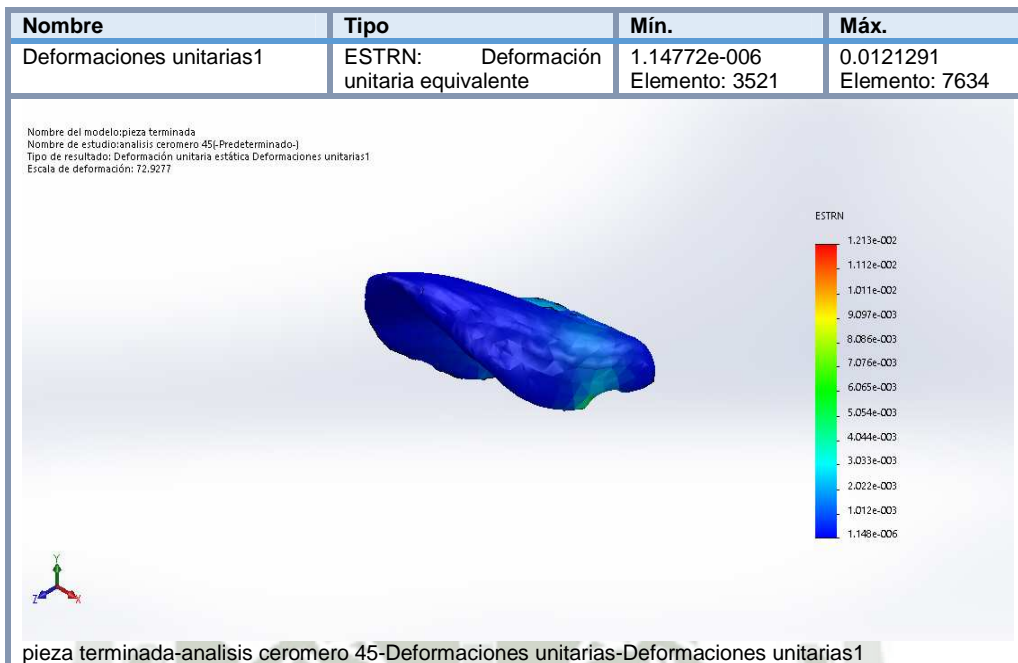
Información de malla - Detalles

<b>Número total de nodos</b>	16410
<b>Número total de elementos</b>	10165
<b>Cociente máximo de aspecto</b>	104.25
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &lt; 3</b>	94.7
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &gt; 10</b>	0.443
<b>% de elementos distorsionados (Jacobiana)</b>	0
<b>Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):</b>	00:00:07
<b>Nombre de computadora:</b>	RAFAEL

Nombre del modelopleza terminada  
Nombre de estudio: analisis ceromero-45(-Predeterminado-)  
Tipo de malla: Malla sólida

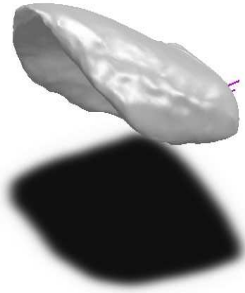




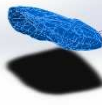


Información de modelo

1



Nombre del modelo: pieza terminada  
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta documento/Fecha al de modificación
<p>Redondeo5</p> 	Sólido	Masa:0.000297257 kg Volumen:1.14329e-007 m <sup>3</sup> Densidad:2600 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.00291311 N	C:\Users\Rafael\Deskto p\carilla\pieza terminada.SLDPRT May 08 16:16:41 2016

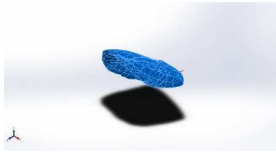
Propiedades de estudio

<b>Nombre de estudio</b>	análisis ceromero 90
<b>Tipo de análisis</b>	Análisis estático
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Efecto térmico:</b>	Activar
<b>Opción térmica</b>	Incluir cargas térmicas
<b>Temperatura a tensión cero</b>	298 Kelvin
<b>Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation</b>	Desactivar
<b>Tipo de solver</b>	FFEPlus
<b>Efecto de rigidización por tensión (Inplane):</b>	Desactivar
<b>Muelle blando:</b>	Desactivar
<b>Desahogo inercial:</b>	Desactivar
<b>Opciones de unión rígida incompatibles</b>	Automático
<b>Gran desplazamiento</b>	Desactivar
<b>Calcular fuerzas de cuerpo libre</b>	Activar
<b>Fricción</b>	Desactivar
<b>Utilizar método adaptativo:</b>	Desactivar
<b>Carpeta de resultados</b>	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Rafael\Desktop\carilla)

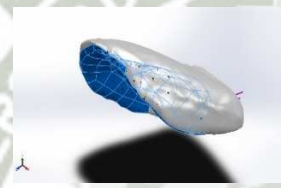
Unidades

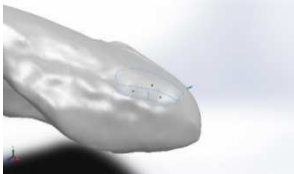
<b>Sistema de unidades:</b>	Métrico (MKS)
<b>Longitud/Desplazamiento</b>	mm
<b>Temperatura</b>	Kelvin
<b>Velocidad angular</b>	Rad/seg
<b>Presión/Tensión</b>	N/m <sup>2</sup>

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: <b>cerome</b> Tipo de modelo: <b>Isotrópico elástico lineal</b> Criterio de error predeterminado: <b>Tensión de von Mises máx.</b> Límite elástico: <b>1.7e+008 N/m<sup>2</sup></b> Módulo elástico: <b>1.23e+010 N/m<sup>2</sup></b> Coeficiente de Poisson: <b>0.26</b> Densidad: <b>2600 kg/m<sup>3</sup></b>	<b>Sólido 1 (Redondeo5)(pieza terminada)</b>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: <b>55 cara(s)</b> Tipo: <b>Geometría fija</b>		
Fuerzas resultantes				
<b>Componentes</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	<b>Resultante</b>
<b>Fuerza de reacción(N)</b>	<b>200.623</b>	<b>-136.225</b>	<b>-618.382</b>	<b>664.231</b>
<b>Momento de reacción(N.m)</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: <b>3 cara(s)</b> Tipo: <b>Aplicar fuerza normal</b> Valor: <b>226 N</b>

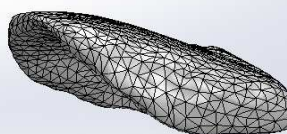
Información de malla

<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Mallador utilizado:</b>	Malla estándar
<b>Transición automática:</b>	Desactivar
<b>Incluir bucles automáticos de malla:</b>	Desactivar
<b>Puntos jacobianos</b>	4 Puntos
<b>Tamaño de elementos</b>	0.485539 mm
<b>Tolerancia</b>	0.0242769 mm
<b>Calidad de malla</b>	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

<b>Número total de nodos</b>	16410
<b>Número total de elementos</b>	10165
<b>Cociente máximo de aspecto</b>	104.25
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &lt; 3</b>	94.7
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &gt; 10</b>	0.443
<b>% de elementos distorsionados (Jacobiana)</b>	0
<b>Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):</b>	00:00:07
<b>Nombre de computadora:</b>	RAFAEL

Nombre del modelo: pieza terminada  
Nombre de estudio: analisis ceromero 90C-Predeterminado-)  
Tipo de malla: Malla sólida



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	200.623	-136.225	-618.382	664.231

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Información de modelo



Nombre del modelo: pieza terminada  
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta documento/Fecha de modificación
Redondeo5 	Sólido	Masa:0.00028125 kg Volumen:1.14329e-007 m <sup>3</sup> Densidad:2460 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.00275625 N	C:\Users\Rafael\Desktop\carilla\pieza terminada.SLDPR May 08 16:16:41 2016

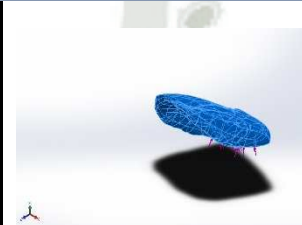
Propiedades de estudio

<b>Nombre de estudio</b>	analisis porcelana 45
<b>Tipo de análisis</b>	Análisis estático
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Efecto térmico:</b>	Activar
<b>Opción térmica</b>	Incluir cargas térmicas
<b>Temperatura a tensión cero</b>	298 Kelvin
<b>Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation</b>	Desactivar
<b>Tipo de solver</b>	FFEPlus
<b>Efecto de rigidización por tensión (Inplane):</b>	Desactivar
<b>Muelle blando:</b>	Desactivar
<b>Desahogo inercial:</b>	Desactivar
<b>Opciones de unión rígida incompatibles</b>	Automático
<b>Gran desplazamiento</b>	Desactivar
<b>Calcular fuerzas de cuerpo libre</b>	Activar
<b>Fricción</b>	Desactivar
<b>Utilizar método adaptativo:</b>	Desactivar
<b>Carpeta de resultados</b>	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Rafael\Desktop\carilla)

Unidades

<b>Sistema de unidades:</b>	Métrico (MKS)
<b>Longitud/Desplazamiento</b>	mm
<b>Temperatura</b>	Kelvin
<b>Velocidad angular</b>	Rad/seg
<b>Presión/Tensión</b>	N/m <sup>2</sup>

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: <b>porcelana</b> Tipo de modelo: <b>Isotrópico elástico lineal</b> Criterio de error predeterminado: <b>Desconocido</b> Límite elástico: <b>9.7e+007 N/m<sup>2</sup></b> Módulo elástico: <b>6.9e+010 N/m<sup>2</sup></b> Coeficiente de Poisson: <b>0.28</b> Densidad: <b>2460 kg/m<sup>3</sup></b>	<b>Sólido 1(Redondeo5)(pieza terminada)</b>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades:	<b>55 cara(s)</b>	
		Tipo:	<b>Geometría fija</b>	
Fuerzas resultantes				
<b>Componentes</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	<b>Resultante</b>
<b>Fuerza de reacción(N)</b>	<b>583.998</b>	<b>-1148.2</b>	<b>13.975</b>	<b>1288.26</b>
<b>Momento de reacción(N.m)</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga		
Fuerza-1		Entidades:	<b>6 cara(s)</b>	
		Tipo:	<b>Aplicar fuerza normal</b>	
		Valor:	<b>226 N</b>	

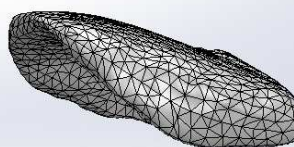
Información de malla

<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Mallador utilizado:</b>	Malla estándar
<b>Transición automática:</b>	Desactivar
<b>Incluir bucles automáticos de malla:</b>	Desactivar
<b>Puntos jacobianos</b>	4 Puntos
<b>Tamaño de elementos</b>	0.485539 mm
<b>Tolerancia</b>	0.0242769 mm
<b>Calidad de malla</b>	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

<b>Número total de nodos</b>	16410
<b>Número total de elementos</b>	10165
<b>Cociente máximo de aspecto</b>	104.25
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &lt; 3</b>	94.7
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &gt; 10</b>	0.443
<b>% de elementos distorsionados (Jacobiana)</b>	0
<b>Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):</b>	00:00:07
<b>Nombre de computadora:</b>	RAFAEL

Nombre del modelo: pieza terminada  
Nombre de estudio: analisis porcelana 45{-Predeterminado-}  
Tipo de malla: Malla sólida



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	4897.76 N/m <sup>2</sup> Nodo: 548	3.15312e+008 N/m <sup>2</sup> Nodo: 11375

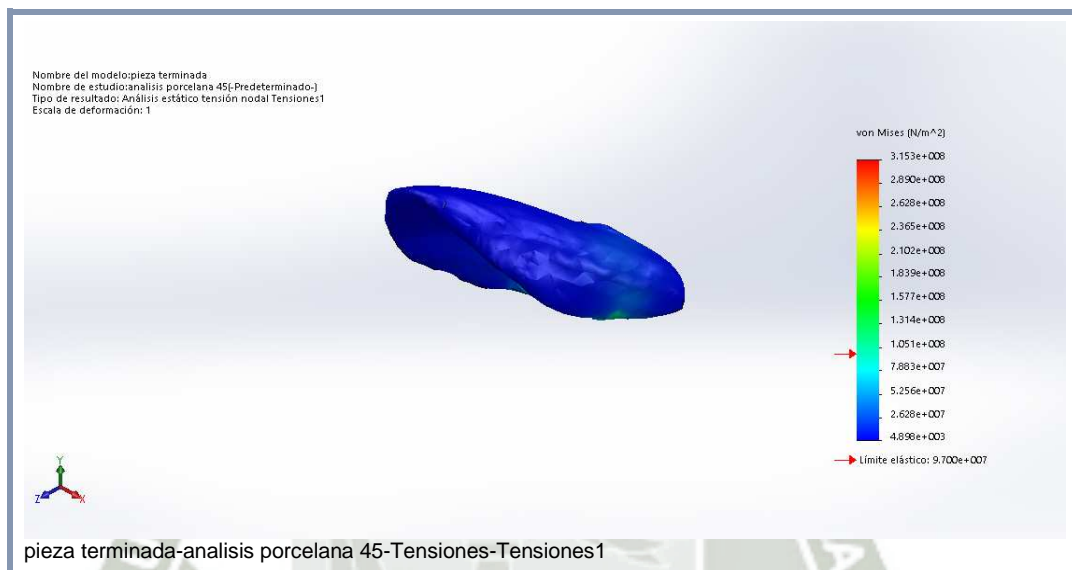
Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	583.998	-1148.2	13.975	1288.26

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Información de modelo



Nombre del modelo: pieza terminada  
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta documento/Fecha de modificación
Redondeo5 	Sólido	Masa:0.00028125 kg Volumen:1.14329e-007 m <sup>3</sup> Densidad:2460 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.00275625 N	C:\Users\Rafael\Desktop\carilla\pieza terminada.SLDPRT May 08 14:04:43 2016

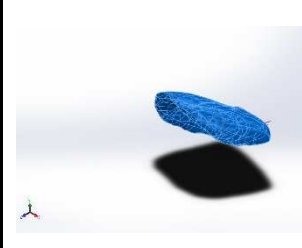
Propiedades de estudio

<b>Nombre de estudio</b>	Análisis porcelana 90
<b>Tipo de análisis</b>	Análisis estático
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Efecto térmico:</b>	Activar
<b>Opción térmica</b>	Incluir cargas térmicas
<b>Temperatura a tensión cero</b>	298 Kelvin
<b>Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation</b>	Desactivar
<b>Tipo de solver</b>	FFEPlus
<b>Efecto de rigidización por tensión (Inplane):</b>	Desactivar
<b>Muelle blando:</b>	Desactivar
<b>Desahogo inercial:</b>	Desactivar
<b>Opciones de unión rígida incompatibles</b>	Automático
<b>Gran desplazamiento</b>	Desactivar
<b>Calcular fuerzas de cuerpo libre</b>	Activar
<b>Fricción</b>	Desactivar
<b>Utilizar método adaptativo:</b>	Desactivar
<b>Carpeta de resultados</b>	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Rafael\Desktop\carilla)

Unidades

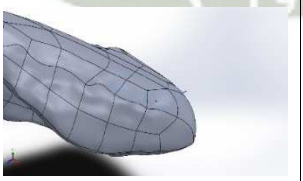
<b>Sistema de unidades:</b>	Métrico (MKS)
<b>Longitud/Desplazamiento</b>	mm
<b>Temperatura</b>	Kelvin
<b>Velocidad angular</b>	Rad/seg
<b>Presión/Tensión</b>	N/m <sup>2</sup>

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: <b>porcelana</b> Tipo de modelo: <b>Isotrópico elástico lineal</b> Criterio de error predeterminado: <b>Desconocido</b> Límite elástico: <b>9.7e+007 N/m<sup>2</sup></b> Módulo elástico: <b>6.9e+010 N/m<sup>2</sup></b> Coeficiente de Poisson: <b>0.28</b> Densidad: <b>2460 kg/m<sup>3</sup></b>	<b>Sólido 1(Redondeo5)(pieza terminada)</b>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: <b>55 cara(s)</b> Tipo: <b>Geometría fija</b>		
Fuerzas resultantes				
<b>Componentes</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	<b>Resultante</b>
<b>Fuerza de reacción(N)</b>	<b>200.622</b>	<b>-136.226</b>	<b>-618.38</b>	<b>664.229</b>
<b>Momento de reacción(N.m)</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: <b>3 cara(s)</b> Tipo: <b>Aplicar fuerza normal</b> Valor: <b>226 N</b>

Información de malla

<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Mallador utilizado:</b>	Malla estándar
<b>Transición automática:</b>	Desactivar
<b>Incluir bucles automáticos de malla:</b>	Desactivar
<b>Puntos jacobianos</b>	4 Puntos
<b>Tamaño de elementos</b>	0.485539 mm
<b>Tolerancia</b>	0.0242769 mm
<b>Calidad de malla</b>	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

<b>Número total de nodos</b>	16410
<b>Número total de elementos</b>	10165
<b>Cociente máximo de aspecto</b>	104.25
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &lt; 3</b>	94.7
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &gt; 10</b>	0.443
<b>% de elementos distorsionados (Jacobiana)</b>	0
<b>Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):</b>	00:00:07
<b>Nombre de computadora:</b>	RAFAEL

Nombre del modelo: pieza terminada  
Nombre de estudio: análisis por elementos finitos 90 (Predeterminado...)  
Tipo de malla: Malla sólida



Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	200.622	-136.226	-618.38	664.229

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Resultados del estudio

