

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**MÉTODOS DE PREDICCIÓN COMPUTARIZADOS APLICADOS
EN LA COMPARACIÓN DE TENSIÓN – DEFORMACIÓN POR
ELEMENTOS FINITOS EN PROTESIS FIJA CON METAL
PORCELANA Y PORCELANA LIBRE DE METAL, EN INCISIVO
ANTERIOR SUPERIOR EN ESTUDIO ESTÁTICO. AREQUIPA
2014**

Tesis presentado por el Bachiller:

CARLOS JAVIER ORTIZ MÁRQUEZ

Para optar el Título de:

CIRUJANO DENTISTA

AREQUIPA – PERÚ

2015

DEDICATORIA

A mis queridos padres por darme sus enseñanzas, por haberme apoyado en todo momento, por su gran esfuerzo, sacrificio y tiempo que me dedicaron para hacerme una mejor persona, y sobre todo por creer en mí.

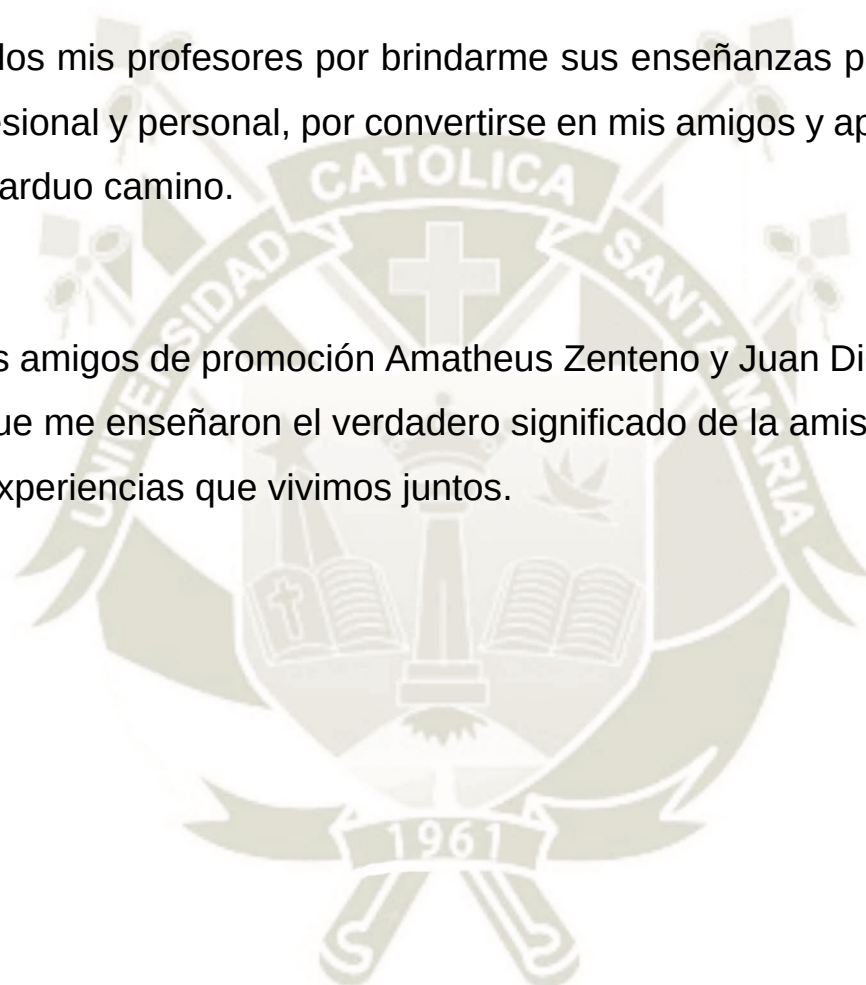


AGRADECIMIENTO

A Dios por permitirme vivir en este mundo con la finalidad de cumplir sus objetivos.

A todos mis profesores por brindarme sus enseñanzas para mi vida profesional y personal, por convertirse en mis amigos y apoyarme en este arduo camino.

A mis amigos de promoción Amatheus Zenteno y Juan Diego Ortega porque me enseñaron el verdadero significado de la amistad y todas las experiencias que vivimos juntos.



RESUMEN

La siguiente investigación pretende estudiar por métodos de predicción computarizados aplicados en la comparación de Tensión – Deformación por Elementos Finitos en la restauración con corona metal-porcelana y corona de porcelana libre de metal en incisivo anterior superior en estudio estático.

Previamente se realizaron cursos de diseño gráfico de SolidWorks y 3Dmax en el Instituto Hipólito Unanue, con la finalidad de diseñar el modelo predictivo, animarlo y poderlo aplicar.

La información de cada material fue recolectada, aplicada para la simulación computarizada. Para ello se seleccionó dos tipos de materiales para la cofia metálica se aplicó el material COMANDIUM y para la porcelana se escogió el material VITA, ya que presentan un gran índice de resistencia a la fractura y es un material que se encuentra en nuestro medio, para los coeficientes de dentina se recopilaron de estudios previos y de revisión de datos obtenidos por tomógrafo.

Se empleó el programa 3Dmax para realizar una animación del ensamble y del movimiento que se realizara previamente en la simulación.

En cuanto los resultados, se vio una mejora en cuanto a resistencia en el empleo de metal en prótesis fija con porcelana.

Palabras claves: Tensión, deformación, SolidWorks, cofia metálica, porcelana.

ABSTRACT

The following research aims to study by computer prediction methods applied in the comparison of Stress - Strain Finite Element in restoring PFM crown and crown metal free porcelain anterior incisor in static study.

Previously graphic design courses SolidWorks and Hipólito Unanue 3Dmax the Institute, in order to design a predictive model, animate and able to apply were performed.

The information of each material was collected, applied to computer simulation. For this, two types of materials for the metal coping COMANDIUM material was applied and the VITA porcelain material chosen was selected as having a high rate of resistance to fracture and is a material that is in our midst, for dentin coefficients were collected from previous studies and review of data obtained by tomography.

The 3Dmax program was used to perform an animation of assembly and movement that was previously held in the simulation.

As the results, was an improvement in strength of the use of metal porcelain prosthetics.

Keywords: Tension, deformation, SolidWorks, metal cap, porcelain.

INTRODUCCION

La tecnología avanza cada día más en el diseño de nuevos programas de estudios empleados no solo para el prototipo de un nuevo material o equipo sino también para mejorar la calidad de vida de las personas, en lo que me ocupare en el presente estudio de investigación.

En la actualidad uno de los motivos de mayor preocupación de los individuos ha sido la calidad de material de restauración, mientras de mejor calidad sea el material mayor será el tiempo de duración del mismo ante la fractura.

Los métodos de predicción por elementos finitos es un estudio que se lleva realizando por más de 10 años para el estudio de nuevos diseños en ingenierías, para analizar cuan resistente puede ser una construcción, o cuan efectivo puede ser un nuevo equipo de trabajo sin tener que llevarlo a escala real y hacer previas modificaciones antes de hacer el modelo definitivo.

En el Capítulo I se presenta el planeamiento teórico, donde se formula el problema de investigación, los objetivos y el marco teórico que contiene los conceptos básicos de preparación para prótesis fija con porcelana, funcionamiento físico del programa SolidWorks.

En el Capítulo II se presentan los planos de los modelos diseñados en SolidWorks, con las medidas que se han empleado para el estudio, resultados de cada tipo de ensamble y cuadros comparativos de los resultados.

En las Conclusiones finales obtenemos que la restauración de Porcelana con cromo niquelado es un 15% más resistente que una restauración libre de metal; POR LO QUE SE RECOMIENDA la aplicación de Porcelana con metal no solo en piezas posteriores sino también en anteriores, por su mejor distribución de cargas. Conocer que material se emplea para trabajar y realizar un trabajo de tallado adecuado.

INDICE GENERAL

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

RESUMEN

ABSTRACT

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO TEORICO

1. PROBLEMA DE INVESTIGACION	1
1.1. Determinación del problema	1
1.2. Enunciado	2
1.3. Descripción	2
1.3.1. Área del conocimiento	2
1.3.1.1. Área general	2
1.3.1.2. Área específica	2
1.3.1.3. Especialidad	2
1.3.1.4. Línea	2
1.3.2. Cuadro de Variables.....	2
1.3.3. Interrogantes básicas	2
1.3.4. Tipos de investigación	2
1.3.5. Nivel de investigación	3
1.4. Justificación	3
1.4.1. Originalidad	3
1.4.2. Relevancia	3
1.4.3. Viabilidad	3
1.4.4. Interés	3
2. OBJETIVOS	4
3. HIPOTESIS	4
4. MARCO TEÓRICO	4

4.1. Porcelana Dental	4
4.1.1. Distintas porcelanas dentales	5
4.1.1.1. Diferencias entre las porcelanas dentales	5
4.1.1.2. Porcelanas de alta resistencia	5
4.1.1.3. Porcelanas feldespáticas	7
4.1.2. Porcelanas dentales de uso actual	7
4.1.2.1. Porcelanas deldespáticas convencionales o clásicas .	7
4.1.2.2. Porcelanas dentales de alta resistencia	10
4.1.3. Espacio biológico para porcelanas libre de metal	11
4.2. Metales dentales	13
4.2.1. Metales base utilizados en las aleaciones	16
4.2.2. Requisitos básicos previos de la preparación de la cofia metálica	17
4.2.3. Diseño de estructura funcional para la cerámica de recubrimiento	17
4.3. Fundamentos de Prótesis Fija en incisivo superior	20
4.4. Preparación de pieza anterior para restauración con porcelana ..	21
4.4.1. Reducción incisal	21
4.4.2. Reducción axial vestibular (mitad incisal)	21
4.4.3. Reducción axial vestibular (mitad gingival)	21
4.4.4. Reducción lingual	22
4.4.5. Reducción axial lingual	22
4.4.6. Acabado de la pared axial y del hombro radial	22
4.5. FUNDAMENTO DE SOLIDWORKS	23
4.5.1. Unidades de estudio	23
4.5.1.1. Unidades de esfuerzo de Von Misses (MPa.)	23
4.5.2. Elementos Finitos	25
4.5.2.1. Proceso de Análisis por Elementos Finitos	25
4.5.2.1.1. Modelado Geométrico	25
4.5.2.1.2. Modelado de Elementos Finitos	26
4.5.2.1.3. Definición del Ambiente	26
4.5.2.1.4. Análisis:	26
4.5.2.1.5. Corroboración de Resultados	26
4.5.2.2. Comportamiento físico de tensión	26

4.5.2.2.1.	Compresión	27
4.5.2.2.2.	Tracción	27
4.5.2.2.3.	Flexión	27
4.5.2.3.	Comportamiento físico de deformación	27
4.5.2.3.1.	Elásticas	28
4.5.2.3.2.	Plásticas	28

CAPITULO II

PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1.	TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN	29
1.1.	Técnica	29
1.1.1.	Precisión	29
1.1.2.	Descripción de la técnica	29
1.2.	Materiales	29
2.	CAMPO DE VERIFICACIÓN	30
2.1.	Ámbito espacial	30
2.2.	Unidades de estudio	30
2.3.	Temporalidad	30
3.	ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN	30
3.1.	Organización	30
3.2.	Recursos	30
3.2.1.	Recursos humanos	30
3.2.2.	Estrategia de recolección	30
3.2.2.1.	Recursos económicos	30
3.2.2.2.	Recursos físicos	31
3.3.	Validación del instrumento	31
3.3.1.	Tipo de estudio	31
3.3.2.	Muestra piloto	31
3.3.3.	Recolección piloto	31
4.	ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS	31
4.1.	Plan de sistematización	31
4.1.1.	Tipo de procesamiento	31
4.1.2.	Operaciones del procesamiento	31

4.1.2.1. Clasificación	31
4.1.2.2. Codificación	32
4.1.2.3. Tabulación	32
4.1.2.4. Traficación	32
4.2. Plan de análisis	32
4.2.1. Tipo	32
SECCIÓN 1 - Dibujo técnico 2D de muñón dental en SolidWorks.....	33
SECCIÓN 2 – Dibujo técnico 2D de cofia metálica en SolidWorks.....	36
SECCIÓN 3 - Dibujo técnico 2D de porcelana para metal SolidWorks.....	39
SECCIÓN 4 - Dibujo técnico 2D de porcelana en SolidWorks.....	42
SECCIÓN 5 – Selección, aplicación de material y carga.....	45
SECCIÓN 6 – Resultados: Muñón dental – Cofia metálica – Porcelana.....	49
- Tensión	50
- Interpretación	50
- Deformación	51
- Interpretación	51
SECCIÓN 7 – Resultados: Muñón dental – Porcelana.....	52
- Tensión	53
- Interpretación	53
- Deformación	54
- Interpretación	54
SECCIÓN 8 – COMPARACION DE RESULTADOS DE SIMULACION DE PROTESIS FIJA CON METAL Y LIBRE DE METAL	55
- Tensión	56
- Interpretación	56
- Deformación	57
- Interpretación	57
CONCLUSIONES.....	58

RECOMENDACIONES.....	59
BIBLIOGRAFIA.....	60
HEMEROGRAFÍA.....	60
INFORMATIGRAFIA.....	61
ANEXOS.....	62



CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA

Este tema despierta en mí el interés por la Rehabilitación Oral con énfasis y preocupación por las deformaciones físicas de los materiales de restauración, donde las fuerzas oclusales juegan un papel sumamente importante en la deformación de los mismos.

El avance de la tecnología hoy en día nos brinda realizar diseños computarizados para hacer estudios sobre cuán resistente puede ser un material o cuando efectivo puede ser un tratamiento sin tener que realizarlo directamente en pacientes.

Las impresoras y cortadoras en 3D se encuentran cada vez más cerca de los Odontólogos: un ejemplo es el sistema CAD/CAM que diseña modelos que siendo un sistema aplicado para ingenieros es aplicado en la Odontología para el diseño de Prótesis Dentales; el programa SolidWorks que también es empleado por ingenieros, es aplicado en la Odontología para el análisis de cargas que un material o diseño de tratamiento y ver cuán eficaz este puede ser.

Mi estudio se basa principalmente en un análisis de resistencia y durabilidad de una corona de metal - porcelana y porcelana libre de metal en un incisivo superior, teniendo en consideración la preparación de la pieza dentaria y grosor del material.

1.2. ENUNCIADO

Métodos de predicción computarizados aplicados en la comparación de Tensión – Deformación por Elementos Finitos en Prótesis Fija con Metal Porcelana y Porcelana Libre de Metal en un Incisivo Anterior Superior en estudio estático, Arequipa 2014..

1.3. DESCRPCIÓN

1.3.1. ÁREA DEL CONOCIMIENTO

- A. Área General: Ciencias de la Salud
- B. Área Específica: Odontología
- C. Especialidad: Rehabilitación Oral
- D. Línea o Tópico: Prótesis Fija con Porcelana.

1.3.2. CUADRO DE VARIABLES

VARIABLES	INDICADORES	SUBINDICADORES
V1 Tension	Unidades de Von Misses (Mpa)	N/m ²
V2 Deformación	URES (unidades de reducción de emisiones)	Milímetros

1.3.3. INTERROGANTES BÁSICAS

- A. ¿Cuál es la predicción computarizada con respecto a la Tensión – Deformación en Prótesis Fija con Metal - Porcelana en Dientes Incisivos Superiores?

B. ¿Cuál es la predicción computarizada con respecto a la Tensión – Deformación en Prótesis Fija con Porcelana Libre de Metal en Dientes Incisivos Superiores?

C. ¿Cuál es la mejor opción de material según la predicción computarizada para el tratamiento con Prótesis Fija en un incisivo Central Superior?

1.3.4. TIPOS DE INVESTIGACIÓN

A. Aplicada

1.3.5. NIVEL DE INVESTIGACIÓN

A. In Sílico

1.4. JUSTIFICACIÓN

a) Originalidad

Esta investigación posee una originalidad porque a pesar de que reconoce antecedentes aún no se han realizado estudios computarizados comparativos en nuestro país.

b) Relevancia

El siguiente trabajo tiene como fin la selección de un mejor material de restauración para beneficio del paciente teniendo en consideración resistencia y durabilidad.

c) Viabilidad

Se trata de una investigación viable, porque existe disponibilidad de recursos.

d) Interés

Existe la motivación personal de incrementar conocimientos al respecto.

Conocer de manera científica como funciona cada material de restauración partiendo de prototipos computarizados.

En lo inmediato para optar el título profesional de Cirujano Dentista.

2. OBJETIVOS

- 2.1. Determinar el método de predicción computarizado de la Corona Metal-Porcelana en un estudio estático.
- 2.2. Determinar el método de predicción computarizado de la Corona Porcelana libre de metal en un estudio estático.
- 2.3. Determinar por análisis estático, la mejor opción de tratamiento de restauración.

3. HIPÓTESIS

Dado que el método de predicción computarizado por Elementos Finitos es utilizado por grandes industrias para determinar la Tensión – Deformación.

ES POSIBLE también aplicarlo en la odontología para poder determinar la física de Tensión – Deformación de las restauraciones de Prótesis Fija.

4. MARCO TEÓRICO

4.1. PORCELANA DENTAL

Es similar en muchos aspectos a la porcelana de usos generales descripta más arriba, pero se han variado o eliminado algunos componentes para poder imitar ópticamente mejor a los tejidos dentarios que pretende reemplazar. Es así que se elimina el caolín, una especie de arcilla, que es el responsable del color blanco opaco característico de este tipo de materiales permitiendo conseguir un producto más translúcido. El cuarzo es conservado algunas veces, siendo en otras

oportunidades reemplazado por otros cristales que aportan resistencia a la estructura. De esta forma, y al igual que la porcelana de usos generales, la porcelana dental contiene una matriz vítrea reforzada con cristales dispersos.

4.1.1. DISTINTAS PORCELANAS DENTALES

4.1.1.1. Diferencias entre las porcelanas dentales

Diferentes clasificaciones Las porcelanas dentales son muy diferentes en varios aspectos. Estas diferencias establecen sus distintas clasificaciones: Composición y estructura Según propiedades mecánicas o físicas Proceso de fabricación de la restauración

Distintas clasificaciones de las porcelanas dentales Según Roulet JF (2001) se puede clasificar a las porcelanas dentales siguiendo un criterio de composición y estructura en:

- Porcelanas feldespáticas
- Vitrocerámicas
- Porcelanas de óxido de aluminio (alúmina)
- Porcelanas de óxido de zirconio (zirconia)
- Híbridas Según Fradeani M (2005)

Se las puede clasificar de una forma aún más simple considerando sus propiedades mecánicas o físicas: Porcelanas basadas en silicio o de baja resistencia (feldespáticas – vitrocerámicas).

4.1.1.2. Porcelanas de alta resistencia (alúmina - zirconia).

Porcelanas feldespáticas Pueden a su vez clasificarse en: Feldespáticas para fundir sobre metales (porcelana fundida sobre metal - PFM) Feldespáticas reforzadas con cristales Las porcelanas feldespáticas para PFM son las más difundidas y conocidas por los

dentistas del mundo. Por sus bajas propiedades físicas se emplean como revestimiento de un núcleo o base metálica que actúa como infraestructura aportando resistencia. Tienen un coeficiente de variación térmica similar al metal de base sobre el que se funden para que durante el proceso de cocción se unan íntimamente sin crear defectos que puedan llevar al desprendimiento. El feldespato es un aluminosilicato con potasio y/o sodio y en estos casos constituye el componente principal. De la composición de una porcelana de usos generales se conserva, aunque no siempre, el cuarzo pero como se mencionó es eliminado el caolín. La fusión de los componentes del feldespato (silicio - aluminio - potasio y/o sodio) da origen a un vidrio feldespático (fase o matriz vítrea) y cristales de leucita (fase cristalina). La fusión del vidrio feldespático con cristales de leucita genera un producto translúcido (recuérdese que la translucidez y el brillo son condiciones básicas para una restauración estética) ya que ambos componentes tienen un índice de refracción de la luz similar. Pero las propiedades mecánicas de las porcelanas feldespáticas son bajas; la resistencia a la flexión ronda escasamente 70 MPa. Para completar la composición de una porcelana feldespática para PFM convencional se agregan pigmentos y opacificantes (óxidos de estaño, de titanio, hierro, cobre, zirconio, etc.). Las porcelanas feldespáticas suelen trabajarse a partir de un polvo que se mezcla con un líquido aglutinante que muchas veces es agua destilada. La pasta producto de la mezcla se carga sobre el metal de infraestructura para luego sinterizarse (o cocerse) en un horno a temperaturas elevadas pero siempre inferiores a las de fusión del metal, normalmente entre 900 y 1000 grados. Con sucesivas cargas y cocciones se conforma la restauración. Se emplean en primer término porcelanas más opacas con las que se enmascara el metal de base y luego otras que imitan el aspecto óptico del diente (dentin, esmalte, incisales y diferentes caracterizadores).

Las porcelanas feldespáticas (con refuerzo cristalino o no) también son empleadas para revestir núcleos o copings de un material cerámico más resistente como la alúmina y la zirconia. Deben

presentar necesariamente un coeficiente de variación térmica compatible con el material de base.

4.1.1.3. Porcelanas feldespáticas

- Aplicaciones clínicas
 - Uso exclusivo (sin núcleo) para confeccionar inlays, onlays y frentes estéticos
 - Confección de núcleos para coronas e incrustaciones. También como infraestructuras de puentes cortos en sector anterior
 - Revestimiento de núcleos o infraestructuras cerámicas o metálicas en la confección de coronas y puentes

4.1.2. PORCELANAS DENTALES DE USO ACTUAL

4.1.2.1. PORCELANAS FELDESPÁTICAS CONVENCIONALES O CLÁSICAS

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. La resistencia a la flexión de las porcelanas feldespáticas es de 50-75 Mpa. La composición de las porcelanas feldespáticas clásicas procede de tres compuestos derivados del silicio, que son:

- Feldespato ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$): Su proporción es del 75%- 85% y forma la fase amorfa o matriz que aglutina a la fase cristalina. Al no tener ningún orden geométrico de sus átomos, su estructura es desordenada. El feldespato, a alta temperatura, estabiliza la porcelana y mantiene la forma, aumentando la viscosidad (control de fluidez en el procesado), es decir, se ablanda y fluye formando la matriz de la porcelana, cuando se enfría lo hace en forma vítrea aportando translucidez (por sí solo sería transparente).
- Sílice o cuarzo (SiO_2): Aparece en una proporción de, aproximadamente, el 15%, formando la fase cristalina de la

porcelana; esto quiere decir que sus átomos están ordenados de forma geométrica, ordenada, repetitiva y estable. Sus partículas bien ordenadas no se funden totalmente a la temperatura de sinterización de la porcelana y se mantienen intactas formando el relleno. Sólo es atacable por el ácido fluorhídrico (es muy estable y resistente). Su función es la de aportar adecuadas propiedades físicas a la porcelana, como dureza, resistencia (ya que las grietas al progresar llegan a contactar con los cristales de relleno que evitan que la grieta continúe progresando), estabilidad durante la sinterización y control de translucidez (la refracción es distinta según el tipo y cantidad de los cristales de relleno).

- Caolín (silicato de aluminio dihidratado): Es un componente minoritario, su proporción es muy pequeña (3%- 5%) y se tiende a reducir cada vez más, puesto que si supera el 10% de la composición da mucha opacidad. Permite plasticidad y manejo, gracias a que une las partículas de la masa antes de la cocción.

Además, las porcelanas feldespáticas de uso actual incorporan al relleno un pequeño porcentaje (10%) de alúmina u óxido de aluminio (Al_2O_3), con el fin de aumentar la viscosidad, resistencia y la dureza.

La alúmina es el mineral que sigue al diamante en la escala de dureza Mohs. Otro elemento que incorporan las porcelanas feldespáticas clásicas es la leucita, que es un elemento derivado del feldespato, pero con menor porcentaje de sílice, y que tiene la propiedad de aumentar la resistencia de la porcelana, la temperatura de fusión y el coeficiente de expansión térmico y disminuir la contracción de sinterización.

Se forma en mayor o menor medida según la formulación de la porcelana, la temperatura de sinterización, el tiempo de sinterización y el número de cocciones. Otros componentes de las porcelanas feldespáticas son:

- Colorantes: Óxidos metálicos.
- Fundentes: Reducen la temperatura de cocción.
- Opacificadores: Circonio, titanio.

- Elementos para aportar fluorescencia
- Pigmentos orgánicos: Dan distintos colores a las masas durante el trabajo, pero desaparecen durante la cocción.

Porcelanas aluminosas convencionales o clásicas La primera aplicación clínica de este tipo de porcelana la llevaron a cabo Mc Lean y Hughes en 1965. Surgen como una variación de las porcelanas feldespáticas convencionales, pero sustituyendo parte de la fase cristalina (cuarzo) por alúmina, llegando a proporciones del 40%-50%. Si se llega a un 50% de alúmina en la composición doblamos la resistencia de 50-75 MPa hasta 70-150 MPa (llegando a 180 MPa). Cuando se supera el 50% de alúmina la porcelana se vuelve opaca y requiere un recubrimiento de una porcelana de mayor estética. La alúmina disminuye el coeficiente de expansión térmico y aumenta la dureza, la resistencia a la compresión ya la fractura de la porcelana, pero sigue sin servir como porcelana de recubrimiento de las restauraciones sobre metal por su baja estética. Con la alúmina, la fase amorfa aumenta su rigidez y permite un mayor número de cocciones sin que se alteren las características vítreas del feldespato.

El manejo de estas porcelanas clásicas, tanto feldespáticas como aluminosas, se lleva a cabo mediante una mezcla de polvos de la porcelana deseada con un líquido vehiculizante que permite modelar la masa obtenida (técnica de slip-cast). La pasta se aplica por capas sucesivas mediante un pincel o espátula sobre la cofia de la corona y se vibra y seca para eliminar la mayor parte posible del líquido que forma la masa. Las capas se van cociendo progresivamente con la desaparición del líquido y la contracción subsiguiente a la sinterización de la porcelana. La aplicación de varias capas de distintas porcelanas en cuanto a translucidez y colores permite que la restauración obtenida logre una estética natural.

4.1.2.2. PORCELANAS DENTALES DE ALTA RESISTENCIA

Las porcelanas dentales actuales, de reciente aparición, pretenden mejorar las propiedades mecánicas de las porcelanas clásicas para aumentar sus indicaciones mismas y lograr así una mayor longevidad de las restauraciones en el medio oral. Los sistemas de porcelana de alta resistencia más utilizados en la actualidad en nuestro entorno profesional son los siguientes:

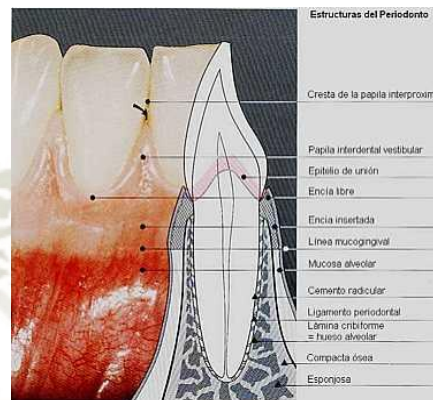
In-Ceram El sistema In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) fue desarrollado en 1985 por Sadoun en la Universidad de París y comercializado en 1996 por la casa Vita.

Composición química e indicaciones derivadas del tipo de material
Dentro de este sistema se han creado tres variedades distintas:

- In-Ceram Alúmina: Esta porcelana, como su propio nombre indica, posee un alto contenido en alúmina (70%- 85%), lo que hace que aumente la resistencia perdiendo translucidez por ello estará indicada en dientes anteriores cuando el sustrato sea oscuro o en coronas posteriores. También permite la confección de puentes de tres piezas en sector anterior y posterior dada su resistencia a la flexión, que va de 400-600 MPa.
- In-Ceram Espinel ($MgAl_2O_4$: aluminato de magnesio). Se trata de una porcelana más translúcida que la anterior, pero un 15%-40% menos resistente a la flexión (su resistencia a la flexión se sitúa en los 250-350 MPa) lo cual supone una indicación adecuada para dientes anteriores que requieran una elevada estética, pero no es lo suficientemente resistente para dientes posteriores.
- In-Ceram Circonia. Con óxido de circonio (circonia) en un 33% y alúmina en un 67% de la fase cristalina, lo cual mejora la dureza y la resistencia a la flexión, alcanzando los 570-630 MPa. Se trata de un material muy opaco, casi tanto como el metal, pero de color blanco; sus propiedades ópticas lo hacen indicado para enmascarar dientes con alteraciones graves del color y dientes con pernos metálicos en el sector anterior. Por

otro lado, sus propiedades mecánicas aportan su indicación para la confección de puentes cerámicos de tres piezas tanto del sector anterior como del posterior.

4.1.3. ESPACIO BIOLOGICO PARA PORCELANAS LIBRE DE METAL



Las dimensiones en sentido oclusogingival son de aproximadamente de 2 mm, correspondiendo 1 mm al tejido conectivo y 1 mm a la inserción epitelial. Los valores del espacio biológico muestran una variabilidad y se cambia en función de la edad, del biotipo periodontal y si se trata de los dientes anteriores o posteriores. En este sentido, es mayor en los jóvenes, en el biotipo periodontal aplanado (margen gingival grueso, cresta ósea ancha y ambos poco festoneados) y en los molares.

Es fundamental respetar el espacio biológico y mantenerlo, ya que al invadirlo con la prótesis se originará una reacción periodontopatógica con migración apical de la inserción epitelial. Por lo general realizando la preparación se lo invade a nivel interproximal, ya que en lugar de seguir el contorno gingival, realizando una curva se realiza en línea recta seccionando así las fibras supracrestales que produce la pérdida ósea interproximal que en la zona anterior será horizontal, ya que las dos corticales están fusionadas y prácticamente no hay hueso esponjoso, y a nivel posterior aparecerán las bolsas infraóseas, ya que el grosor de la cresta es mayor y existe hueso esponjoso entre las dos

corticales. Además hay que medir con la sonda el espacio biológico antes de decidir la localización del margen protésico. A la distancia que existe desde el margen de la encía libre hasta la cresta ósea se le restará la profundidad del surco. Es importante que al momento de la medición el periodonto esté sano, ya que de lo contrario la sonda penetrará en la inserción epitelial y se obtendrá un valor erróneo. Por otro lado, la presencia de una encía sangrante es la contraindicación de la toma de impresiones, que pospondrá la realización de la prótesis hasta que exista un estado de salud periodontal.

Distancia del margen de la preparación a la cresta ósea

El margen de la preparación nunca se situará a menos de 2.5 mm de la cresta ósea, tanto en vestibular como en lingual y proximal, tomando en cuenta que el espacio biológico mide 2 mm aproximadamente. Para esto se realiza el sondaje de cresta y previo estudio radiográfico. La lesión provocada por sondaje cicatrizará sin dejar secuelas. Al valor obtenido se le restan los 2,5 mm citados, de este modo, se conocerá cuál es la localización más apical a la que puede situarse el margen de la preparación.

Esta misma técnica permitirá conocer a que altura debe llevarse el punto de contacto de los dientes si se quiere mantener la papila interproximal. Para que ello sea así la distancia entre la cresta ósea y el punto de contacto no debe ser mayor de 5 mm (sí la distancia es de 6 mm la papila sólo estará presente en la mitad de casos).

Cantidad de encía adherida (insertada)

1. Para determinar eso es suficiente medir la distancia que hay desde la línea mucogingival hasta el margen libre gingival y a ella restarle la profundidad del surco gingival. Interrelación es la siguiente:

2. Si la prótesis es subgingival, de inserción el grosor de la encía adherida debe ser al menos de 3 mm para mantener la salud periodontal y prevenir la pérdida.
3. Si la prótesis es subgingival y grosor es menor de 3 mm de encía adherida, se producirá inflamación gingival.
4. Si la prótesis es supragingival, no es necesario disponer de esos 3 mm. No habrá inflamación gingival sea cual sea el grosor de la banda de encía adherida. También, se ha comprobado que cuando más gruesa sea la encía adherida más se retardará la recesión gingival, ya que la inflamación quedará confinada a nivel del surco.¹

4.2. METALES DENTALES

El odontólogo y el personal de laboratorio dental deben conocer las propiedades físicas y químicas de las diferentes aleaciones que se utilizan, propiedades que dependen de su composición. Los metales utilizados en la aleación tienen efectos concretos sobre las restauraciones coladas; la cantidad de cada componente, en la aleación final es un factor importante en su comportamiento físico y químico. La composición está determinada por el contenido en oro u otro metal noble, como el platino y el paladio, del cual dependen de la resistencia al deslustrado y a la corrosión en cavidad oral. Otros aspectos importantes de la composición de la aleación son sus efectos sobre las características de fundido y manipulación en el laboratorio dental. Las aleaciones vaciadas se usan en los laboratorios dentales para producir:

- Incrustaciones.
- Restauraciones parciales coladas de recubrimiento cuspídeo.
- Coronas.
- Prótesis parcial removible.
- Prótesis de metal-cerámica.

¹ Porcelanas de Alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total – Díaz- Romeral

- Prótesis adheridas con resinas.
- Elementos de retención intrarradiculares o pernos.

Para dichos usos requerimos que estas aleaciones tengan determinadas propiedades, estas son:

- Biocompatibilidad.
- Tamaño adecuado del grano.
- Propiedades de adhesión a la porcelana.
- De fácil fundición y vaciado.
- Fáciles de soldar y pulir.
- Baja contracción al solidificarse.
- Mínima reactividad con el material del molde.
- Buena resistencia al desgaste.
- Resistencia al estiramiento y a la fuerza.
- Resistencia a las manchas y a la corrosión (desgaste total o parcial que disuelve o ablanda cualquier sustancia por reacción química o electroquímica con el medio ambiente).
- Color.
- Expansión térmica, controlada.

Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia - Vol. 15 N° 2 - Primer semestre 2004 Todas las propiedades físicas de las aleaciones para colado dependen de su composición. Algunas de ellas son más importantes que otras para el odontólogo y el técnico de laboratorio. Las propiedades físicas que influyen sobre la fabricación, manipulación y función clínica de la restauración colada son de mayor importancia cuando se decide qué tipo de aleación se va a utilizar. Estas propiedades son las siguientes:

1. Módulo de elasticidad: indica la rigidez relativa. Cuanto más elevado sea el módulo, más rígida será la aleación. El módulo de elasticidad para las aleaciones protésicas debe ser alto para que la prótesis pueda resistir la flexión, especialmente en restauraciones metal-cerámica donde la flexión pueda causar la fractura de la porcelana.
2. Límite proporcional: se define como la máxima fuerza que puede soportar un material sin que sufra deformación permanente. Esta

propiedad permite al profesional evaluar el comportamiento de una aleación ante un esfuerzo masticatorio. Dicho valor debe ser de alto nivel pues, en caso contrario, las estructuras coladas se verán expuestas a deformaciones indeseables.

3. Porcentaje de elongación: es una medida de la ductilidad. Cuanto mayor sea el porcentaje de elongación, más cederá la aleación al pulirla o presionarla. La combinación del límite proporcional y el porcentaje de elongación constituyen el grado de manejabilidad de una aleación. Un límite proporcional alto y bajo porcentaje de elongación hace más difícil terminar los bordes y ajustar los ganchos.
4. Dureza: indica la resistencia a la indentación. A medida que aumenta el valor de la dureza, se eleva la resistencia al desgaste. La dureza es un buen indicador de la capacidad de una aleación para soportar una deformación local permanente bajo el efecto de una carga oclusal.
5. Resistencia última en tensión: (fuerza tensil) es la máxima fuerza que puede soportar una aleación al someterse a una carga tensional o de tracción.
6. Tamaño del cristal: entre más pequeño sea el cristal o grano, mejores serán sus propiedades físicas. Todas estas características tienen significancia clínica. El contenido de metal noble determina en mayor grado la resistencia a la corrosión y las propiedades inertes. La dureza es importante en relación con el desgaste oclusal y las propiedades de pulido y terminado. La resistencia a la tensión es importante para determinar la habilidad para soportar fuerzas, especialmente en prótesis fija. La elongación se relaciona con las propiedades para el bruñido de los márgenes, lo cual es muy importante en coronas parciales y en colados intracoronarios. El valor de la elongación para una aleación puede ser irrelevante clínicamente si la fuerza de tensión es alta. Consecuentemente, aleaciones con una baja resistencia a la tensión son a menudo preferidas para incrustaciones y otras restauraciones coladas conservadoras no sujetas a fuerzas intraorales altas. Dentro de cada grupo de aleaciones el nivel de tensión generalmente aumenta con el aumento de la dureza.

4.2.1. METALES BASE UTILIZADOS EN LAS ALEACIONES

1. Cobalto: elemento metálico, de color blanco plateado, usado principalmente para obtener aleaciones, tiene poca solidez y escasa ductilidad a temperatura normal, pero es dúctil a altas temperatura.
2. Níquel: elemento metálico magnético, de aspecto blanco plateado, utilizado principalmente en aleaciones. Metal duro, maleable y dúctil que puede presentar un intenso brillo, tiene alta resistencia a la corrosión, se pule muy fácilmente, es considerado un sensibilizante (tóxico). Añadido en pequeñas cantidades a las aleaciones de alta nobleza, el níquel blanquea e incrementa la resistencia y la dureza de las mismas.
3. Cromo: elemento metálico de color gris, que puede presentar un intenso brillo. Se utiliza principalmente en la creación de aleaciones de hierro, níquel o cobalto, al añadir el cromo se consigue aumentar la dureza y la resistencia a la corrosión.
4. Plata: metal blanco, puro, tenaz, muy dúctil y maleable, es el mejor conductor del calor y la electricidad, modifica el color de la aleación. La plata tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones dentales, aunque aumenta un poco la ductilidad cuando se utiliza junto con paladio.
5. Cobre: metal de color rojo, dúctil, maleable y tenaz. Después de la plata, es el metal que conduce mejor el calor y la electricidad. Es uno de los metales más importantes en las aleaciones dentales de alta nobleza porque aumenta la resistencia y la dureza. La dureza de una aleación del 6% de cobre y el 94 de oro es más de dos veces superior a la del oro puro. En aire húmedo que contenga anhídrido carbónico, se cubre con una capa verde de hidróxidos de cobre llamada pátina.
6. Zinc: se añade zinc a las aleaciones fundidas como medio de eliminar los óxidos. Su única propiedad beneficiosa es la capacidad de reducir la oxidación durante los procedimientos de colado. En cantidades elevadas, el zinc aumenta considerablemente la fragilidad de la aleación.

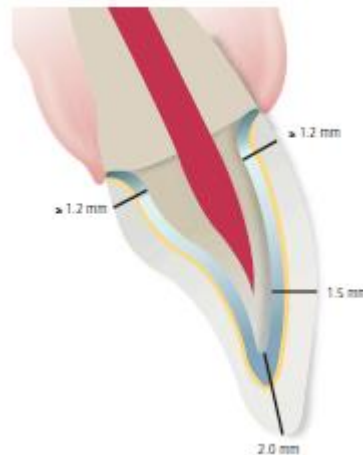
7. Indio: se añade indio en pequeñas cantidades para reducir el tamaño del gramo y aumentar la fluidez durante el procedimiento de colado, también se emplea iridio para lograr efectos similares. Ambos metales tienen tendencia a aumentar la ductilidad gracias al pequeño tamaño del grano, lo que generalmente contribuye al terminado de los colados hechos con estas aleaciones.
8. Titanio: es usado en gran variedad de campos debido a sus excelentes propiedades físicas, es resistente a la corrosión y biocompatible. El titanio llena todos los requerimientos de un material dental y puede ser usado en la fabricación de coronas, prótesis parciales fijas y prótesis parciales removibles. Desafortunadamente, el titanio no puede ser revestido con porcelana feldespática convencional por muchas razones. La manipulación de la infraestructura, es complicada. A temperaturas por encima de 800 OC, que es la requerida para la fusión de la porcelana convencional, el titanio se oxida rápidamente, produciendo una capa muy delgada de óxidos, que resulta en una inadecuada unión metal-cerámica. El coeficiente de expansión térmica, es muy diferente entre el titanio y la porcelana.

4.2.2. REQUISITOS BASICOS PREVIOS DE LA PREPARACION DE LA COFIA METALICA

La reducción mínima para la preparación es de 1.2–1.3 mm en la zona central y generalmente 1.5–1.6 mm en la zona incisal.

Si se va a realizar una cementación convencional, se debe mantener una altura mínima del muñón preparado de 3 mm y un ángulo de convergencia de aproximadamente 6°.

Siempre se considera ideal y se prefiere un mayor espacio para la restauración de cerámica sobre metal.



Preparación en la zona marginal:

Cuanto mayor es el ángulo marginal, tanto mejor son las condiciones para crear un hombro de cerámica o para blindar adecuadamente el margen metálico con cerámica. Con ángulos menores de 50° , el margen metálico sólo se puede cubrir con una capa de cerámica de sobre-contorneado. En esos casos es inevitable márgenes visibles de aleación.

Hombro de cerámica

- Preparación de hombro o chamfer
- El área completa del hombro se complementa con material de cerámica de hombro
- Presenta posibilidades óptimas para un acabado marginal exacto
- Un hombro de cerámica produce la menor tensión en el área cervical
- En áreas estéticamente críticas, unas condiciones de espacio óptimas para la estructura y la cerámica tienen como resultado una excelente estética.

Margen metálico rebajado (no visible)

- Preparación de hombros o chamfer
- El margen metálico se reduce y rebaja ligeramente y a continuación se blindo con material cerámico
- Reforzando la estructura en el área del hombro, se evita que la cerámica ceda

- Con una preparación de hombro se logra una buena precisión de ajuste
- Preferentemente, el margen de la corona se deberá colocar ligeramente subgingival

Margen metálico

- Preparación de hombro biselado o chamfer
- Dependiendo de la anchura del bisel, el margen de la aleación será visible en el área marginal
- Con un hombro biselado es posible un buen sellado marginal
- Márgenes de aleación visibles en áreas estéticamente no críticas
- Los márgenes rebajados se deben reforzar para contrarrestar que los márgenes cedan durante la cocción de la cerámica.
- La capa de opaquer de al menos 0.25 mm se debe revestir con material cerámico, incluso en el área marginal. El material opaquer de grano grueso expuesto, conducirá a una irritación de la gingiva y acumulación de placa.

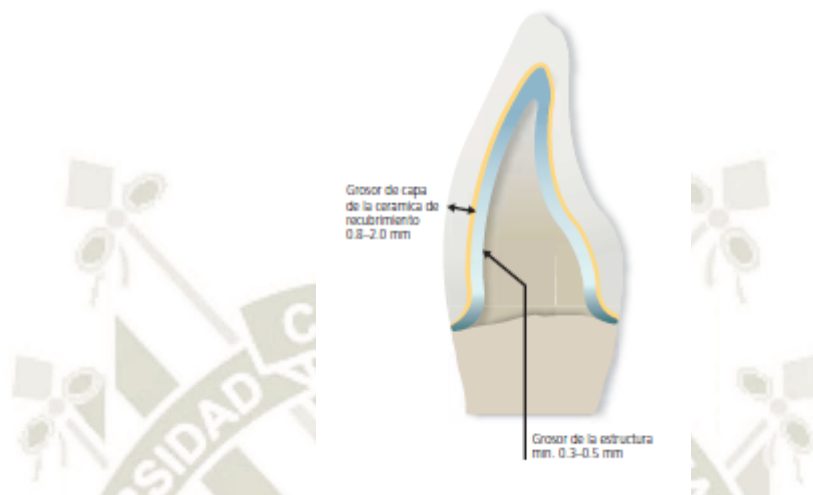
4.2.3. DISEÑO DE ESTRUCTURA FUNCIONAL PARA LA CERAMICA DE RECUBRIMIENTO

El diseño de la estructura metálica para la cerámica de recubrimiento es de la máxima importancia. El balance funcional y estructural de la construcción de la estructura es decisivo para el éxito o fracaso de la restauración de cerámica sobre metal.

Las estructuras para coronas y puentes deberán permitir siempre un grosor de capa uniforme de la cerámica de recubrimiento. Para lograr un color uniforme del recubrimiento, el grosor de capa del revestimiento cerámico no deberá ser menor de 0.8 mm o mayor de 2.0 mm.

Si este grosor de capa no es posible en el área marginal de la corona, debido al riesgo de sobrecontorneado, el opaquer se debe cubrir con una capa de cerámica de al menos 0.25 mm.

El grosor mínimo de la estructura después del acabado debe ser de al menos 0.3 mm para coronas individuales y de al menos 0.5 mm para coronas pilares en estructuras de puentes.²



4.3. FUNDAMENTOS DE PROTESIS FIJA EN INCISIVO SUPERIOR

La reducción insuficiente de un diente llevara a un sobre contorno de la restauración y, si se intenta evitar disminuyendo el grosor de la porcelana, la estética se verá comprometida. Es por este motivo que es esencial obtener un grosor de porcelana suficiente para poder incorporar las distintas capas de cerámica y poder dar una gran profundidad y naturalidad a la prótesis. La única forma de conseguir tal objetivo es rebajar lo necesario.

A tal efecto la primera maniobra que debemos efectuar ante un paciente que vamos a tratar será la medición del ancho vestíbulo lingual del tercio incisal del diente. Lo ideal será disponer de un grosor de 2.9 a 3.2 mm. Gracias a él será posible rebajar la cara vestibular entre 1.4 mm, si el color elegido debe ser oscuro, y 1.7 mm si el color debe ser claro; la cara lingual 1mm y las caras proximales 0.8mm aproximadamente. Esto es válido tanto para coronas de porcelana como para metalcerámica.

² Diseño de estructuras para restauraciones de cerámica sobre metal – Ivoclar Vivadent Manual

Cuando las medidas son inferiores a los 2.9mm y el color del diente debe ser claro con frecuencia deberemos realizar la endodoncia del mismo y muñones artificiales. La falta de grosor vestibulolingual se da con más frecuencia en incisivos inferiores e incisivos laterales superiores. Si los incisivos laterales son muy prominentes o se han extraído y el espacio interincisal es pequeño podremos remodelarlos y rebajar el borde incisal obteniendo un espacio muy importante para permitir dar cabida a las coronas de los dientes superiores.³

4.4. PREPARACIÓN DE PIEZA ANTERIOR PARA RETAURACION CON PORCELANA

4.4.1. REDUCCION INCISAL

Se hace utilizando una fresa de diamante cónica con el extremo plano. Se elimina de 1.5 mm a 2.0 mm de estructura dentaria.

4.4.2. REDUCCIÓN AXIAL VESTIBULAR (mitad incisal)

Se talla la estructura dentaria que queda entre los surcos de orientación sobre el plano incisal de la superficie vestibular, con una fresa diamante cónica punta plana.

4.4.3. REDUCCION AXIAL VESTIBULAR (mitad gingival)

Se reduce con una fresa diamante cónica de punta plana hasta alcanzar una profundidad de 1.2 a 1.4 mm. Esta reducción se extiende alrededor de los ángulos de las líneas vestíbulo-proximales, disminuyéndose en las zonas linguales de las superficies proximales.

³ Ernest Mallat Desplants, Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior, páginas 82-83.

La reducción vestibular mitad gingival, se hace tallando al mismo tiempo un esbozo de la línea de terminación en hombro con el borde de la fresa de diamante cónica de extremo plano. El hombro debe tener una anchura mínima de 1 mm.

4.4.4. REDUCCION LINGUAL

Se realiza mediante una fresa de diamante pequeña tipo rueda para conseguir la reducción cóncava por lingual intentando no reducir excesivamente la unión entre el cingulo y la pared lingual.

4.4.5. REDUCCION AXIAL LINGUAL

Se emplea la fresa de diamante cónica de punta plana, para reducir la pared vertical del cingulo. Se debe penetrar 1.0 mm en el diente, y debe mostrar una reducción muy poco cónica en relación con la pared gingival de la superficie vestibular.

Simultáneamente se conforma el hombro radial que tiene como mínimo 1.0 mm de ancho y debe consistir en una continuación suave de los hombros radiales vestibular y proximal. Las coronas jacket sobre líneas de terminación cervical en hombro son más fuertes que las que se realizan sobre chanfer.

4.4.6. ACABADO DE LA PARED AXIAL Y DEL HOMBRO RADIAL

Conviene pulir todas las superficies axiales con una fresa de diamante cilíndrica de punta plana de granulometría extrafina, acentuando el hombro al mismo tiempo. En este punto es preciso redondear todos los ángulos puntiagudos⁴.

⁴ José Carlos Talavera Aragón, Prótesis Fija, Paginas 164-167

4.5. FUNDAMENTO DE SOLIDWORKS

SolidWorks® es una solución de diseño tridimensional completa que integra un gran número de funciones avanzadas para facilitar el modelado de piezas, crear grandes ensamblajes, generar planos y otras funcionalidades que le permiten validar, gestionar y comunicar proyectos de forma rápida, precisa y fiable.

SolidWorks® se caracteriza por su entorno intuitivo y por disponer de herramientas de diseño fáciles de utilizar. Todo integrado en un único programa de diseño con más de 45 aplicaciones complementarias para facilitar el desarrollo de sus proyectos.

La característica que hace que SolidWorks® sea una herramienta competitiva, ágil y versátil es su capacidad de ser paramétrico, variacional y asociativo, además de usar las Funciones Geométricas Inteligentes y emplear un Gestor de Diseño (FeatureManager) que permite visualizar, editar, eliminar y actualizar cualquier operación realizada en una pieza de forma bidireccional entre todos los documentos asociados.⁵

4.5.1. UNIDADES DE ESTUDIO

4.5.1.1. UNIDADES DE ESFUERZO DE VON MISSES (Mpa.)

La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles.

La tensión de Von Mises puede calcularse fácilmente a partir de las tensiones principales del tensor tensión en un punto de un sólido deformable, mediante la expresión:

⁵ SolidWorks, Capítulo I – introducción

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Siendo $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$, las tensiones principales, y habiéndose obtenido la expresión a partir de la energía de distorsión en función de las tensiones principales:

$$E_{def,dist} = \frac{1}{6G} \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]$$

Sin embargo, el software le permite utilizar el límite de tensión de tracción/ruptura o establecer su propio límite de tensión.

$$S_{vonMises} \geq S_{limit}$$

El límite elástico es una propiedad dependiente de la temperatura. Este valor especificado del límite elástico debe considerar la temperatura del componente. El factor de seguridad en una ubicación se calcula a partir de:

$$\text{Factor de seguridad (FDS)} = S_{limit} / S_{vonMises}$$

La tensión de Von Mises y el criterio de fallo elástico asociado debe su nombre a Richard Edler von Mises (1913) propuso que un material dúctil sufría fallo elástico cuando la energía de distorsión elástica rebasaba cierto valor. Sin embargo, el criterio fue claramente formulado con anterioridad por Maxwell en 1865 más tarde también Huber (1904), en un artículo en polaco anticipó hasta cierto punto la teoría de fallo de Von Mises. Por todo esto a veces se llama a la teoría de fallo elástico basada en la tensión de Von Mises como teoría de Maxwell-Huber-Hencky-von Mises y también teoría de fallo J_2 .⁶

⁶ SolidWorks, Guía de Usuario, Criterio de máxima tensión de Von Misses

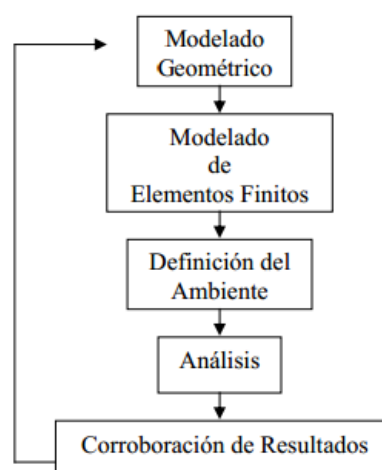
4.5.2. Elementos Finitos

El método de los elementos finitos (MEF en castellano o FEM en inglés) 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.

Es un procedimiento numérico aplicable a un gran número de problemas con condiciones de borde impuestas (en las estructuras las condiciones de borde serían: restricciones y cargas externas). Varios de estos problemas no tienen solución analítica o es muy difícil obtenerla, por lo que se convierte en la única alternativa de resolución. Con este método se pueden resolver sistemas los cuales no son fáciles de resolver mediante modelos matemáticos simples.

4.5.2.1. Proceso de Análisis por Elementos Finitos

El proceso de análisis por elementos finitos se puede describir como:



- Modelado Geométrico: Creación del modelo matemático del objeto o del conjunto. Reproducción del sólido en forma precisa y de la geometría de la superficie.
- Modelado de Elementos Finitos: Subdividir la geometría del modelo en elementos discretos. Asignar las propiedades del material y del elemento.
- Definición del Ambiente: Aplicar las cargas y las condiciones de borde para simular el ambiente de la operación.
- Análisis: Computar los resultados (tensiones, deformaciones, etc.) a partir de análisis estáticos, dinámicos o de transferencia de calor.
- Corroboración de Resultados: Comparar los resultados con los criterios de diseño. Rediseñar la estructura y repetir el proceso si fuese necesario.

En la actualidad la utilización de este método ha crecido notablemente debido a la utilización de software avanzado (además de un hardware potente que debe poseer gran velocidad y mucha memoria).⁷

4.5.2.2. COMPORTAMIENTO FISICO DE TENSIÓN

Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo, se desarrolla otra en la propia masa de ese cuerpo de igual intensidad pero de sentido contrario que impide su deformación. Si no aparece deformación es indicio que la fuerza actuante es inferior o igual a la resistencia que se produce. A esta resistencia se le denomina tensión. Sin embargo la tensión no constituye un elemento de por si mensurable. Dado que la fuerza se aplica sobre una determinada área de la boca, dividiendo esa fuerza registrada por la superficie donde actúa obtendremos la tensión: $T=F/S$. La unidad es el Pascal ($1\text{Pa}=1\text{N/m}^2$). Pero esta unidad

⁷ Santiago Pezzoti, Introducción a la teoría de elementos finitos, paginas 1,3.

es demasiado pequeña por lo que se suele utilizar el mega pascal o el giga pascal ($1\text{MPa}=1.000.000\text{ Pa}$; $1\text{GPa}=1.000\text{ MPa}$)

Ya que la tensión presente en una determinada estructura varía en relación directa a la fuerza ejercida, y de modo inversamente proporcional a la superficie sobre la que actúa, es importante determinar esta superficie ya que en las estructuras dentales es muy pequeña. Suponiendo que en una hemiarcada de la boca existe una fosa de 2mm^2 en cada molar, puesto que los molares poseen dos, ambas sumarían unos 4mm^2 de superficie. Si se ejerce una fuerza masticatoria de 440 N la tensión generada será de unos 100 MPa . Existen diversos tipos de restauraciones cuya tensión suma varios centenares de MPa. Recordemos que por su dureza la porcelana es transmisora de cargas tanto al periodonto como los implantes y finalmente al hueso. Por este motivo, la única forma de suavizar dichas cargas consistirá en ajustar la oclusión de forma minuciosa evitando contactos prematuros e interferencias.

Según sean las fuerzas incidentes aparecerán diferentes tipos de tensión:

1. Compresión: Se da cuando dos fuerzas de igual dirección y sobre la misma recta pero de sentido contrario actúan sobre un material aproximándose. La tensión que se genera se denomina resistencia a la compresión.
2. Tracción: Se da cuando dos fuerzas de igual dirección y sobre la misma recta pero de sentido contrario actúan sobre un material alejándose. El material se alargará, lo que comportará una disminución en la selección del mismo. La tensión generada se denomina resistencia a la tracción. Los materiales dentales soportan mejor las cargas compresivas que las traccionales.
3. Flexión: Se da cuando una fuerza actúa perpendicularmente a un cuerpo y tiende a doblarlo, esto genera en la masa del material tanto fuerzas de compresión como fuerzas de tracción. La tensión que se le opone es la resistencia a la flexión, y depende de la forma y la sección del material.

4.5.2.3. COMPORTAMIENTO FISICO DE DEFORMACIÓN

Toda fuerza cuando supera a la resistencia que se le opone es capaz de producir una deformación en un cuerpo. La deformación suele definirse como un cambio en la longitud por unidad de medida de un cuerpo cuando se le somete a la acción de una fuerza. Ahora bien, las deformaciones deben entenderse como cambios tridimensionales y, por tanto, no solo longitudinales sino también volumétricas. Desde el punto de vista del comportamiento del cuerpo podemos diferenciar dos tipos de deformaciones:

1. Elásticas: Cuando un cuerpo es sometido a una fuerza, se deforma y al ceder esta, recupera su forma original.
2. Plásticas: Si la fuerza es excesiva, la deformación producida es tal que, al ceder la fuerza ya no se recupera la forma original y el cuerpo queda permanentemente deformado.⁸

⁸ Ernest Mallat, Capítulo 9 – Elección de la aleación metálica en los trabajos de metal porcelana, paginas 187, 188

CAPITULO II

PLANEAMIENTO OPERACIONAL

5. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

5.1. TÉCNICA

5.1.1. PRECISIÓN

Se utilizarán modelos prototipos 3D de un muñón dental, porcelana y cofia metálica cromo-níquel, y corona de porcelana en el programa SolidWorks.

5.1.2. DESCRIPCIÓN DE LA TÉCNICA

Previamente se realizaron cursos de diseño gráfico en SolidWorks y 3Dmax para el diseño estático de un muñón dental, cofia metálica y corona de porcelana para la previa simulación que se realizarán una vez realizado el ensamble y analizando el comportamiento de los mismos ejerciendo una carga de 25N respectivamente.

Para el diseño de muñón dental, cofia metálica y porcelana se partieron de cero, con guías graficas recolectadas, las medidas fueron recolectadas de libros de Protesis Fija como Prostodoncia Fija Principios Básicos de José Carlos Tavera Aragón, las medidas que se tomaron para los diseños en el programa SolidWorks es milimetrada.

5.2. MATERIALES

5.2.1. Software – SolidWorks

5.2.2. Software – 3Dmax

6. CAMPO DE VERIFICACIÓN

6.1. ÁMBITO ESPACIAL

Universidad Católica de Santa María.

6.2. UNIDADES DE ESTUDIO

Unidades de Esfuerzo de Von Misses (Mpa.).

6.3. TEMPORALIDAD

La investigación se realizó en el mes de Octubre, 2014.

7. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN

7.1. ORGANIZACIÓN

Prueba piloto
Recolección

7.2. RECURSOS

7.2.1. RECURSOS HUMANOS

INVESTIGADOR: Ortiz Márquez, Carlos Javier

ASESOR: Dr. Obando Pereda, Gustavo

7.2.2. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN

7.2.2.1. RECURSOS ECONÓMICOS

Propios del investigador

7.2.2.2. RECURSOS FÍSICOS

Propios del Investigador

7.3. VALIDACION DEL INSTRUMENTO

7.3.1. TIPO DE ESTUDIO

Análisis informático de modelos teóricos.

7.3.2. MUESTRA PILOTO

Diseño 3D.

7.3.3. RECOLECCIÓN PILOTO

Administración del instrumento a la prueba piloto.

8. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS

8.1. PLAN DE SISTEMATIZACIÓN

8.1.1. TIPO DE PROCESAMIENTO

Los datos serán procesados de manera electrónica (análisis de simulación tensión deformación por SolidWorks 2014)

8.1.2. OPERACIONES DEL PROCESAMIENTO

8.1.2.1. CLASIFICACIÓN

Una vez aplicados los instrumentos, la información será ordenada en una matriz de sistematización de doble entrada

8.1.2.2. CODIFICACIÓN

Dígitos

8.1.2.3. TABULACIÓN

Se emplearan tablas de doble entrada

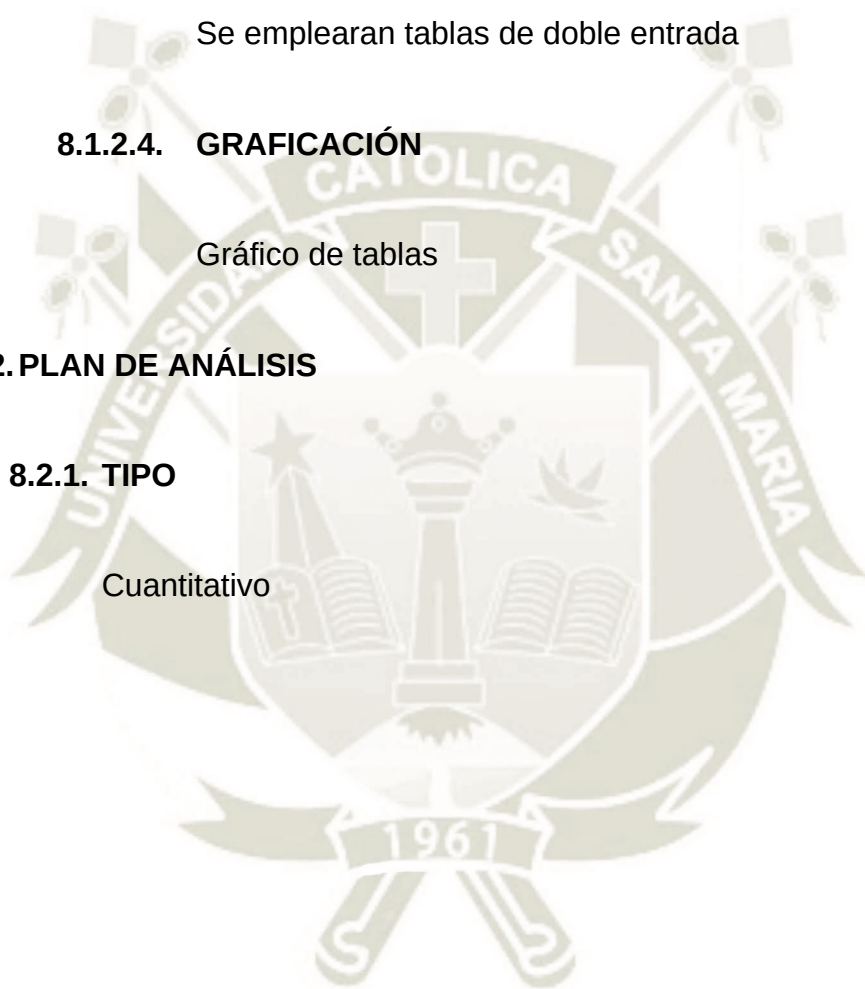
8.1.2.4. GRAFICACIÓN

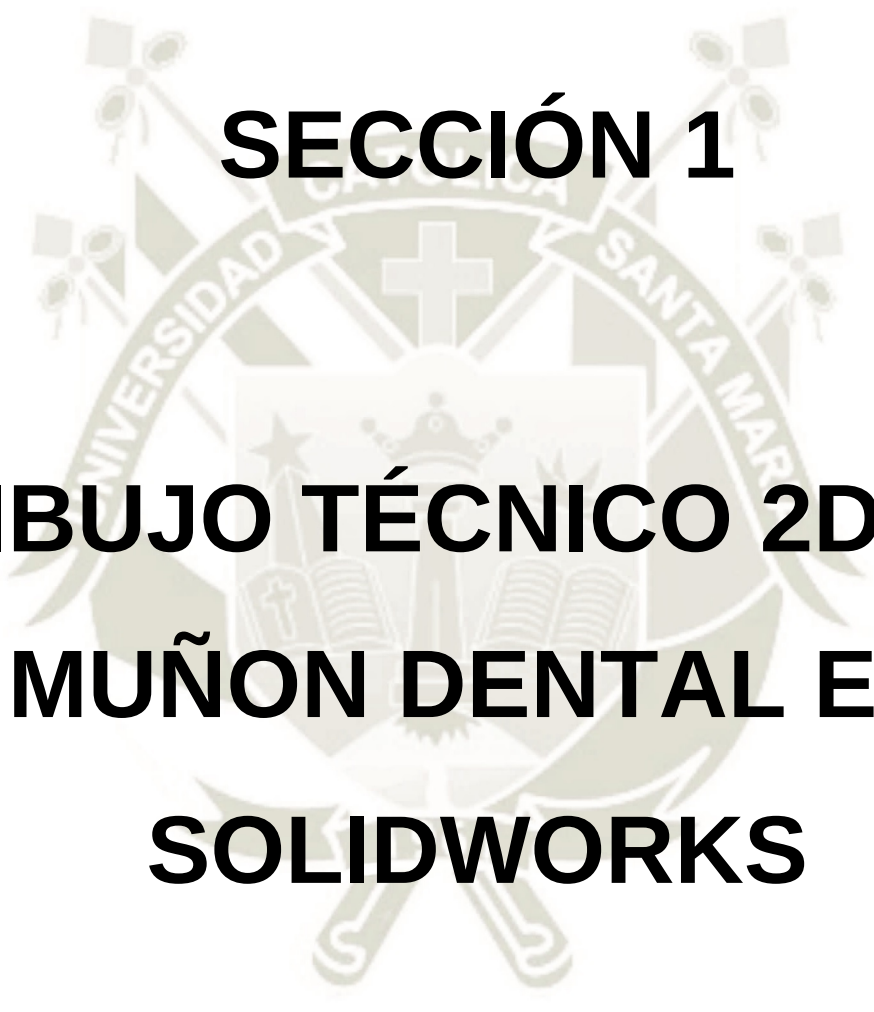
Gráfico de tablas

8.2. PLAN DE ANÁLISIS

8.2.1. TIPO

Cuantitativo





SECCIÓN 1

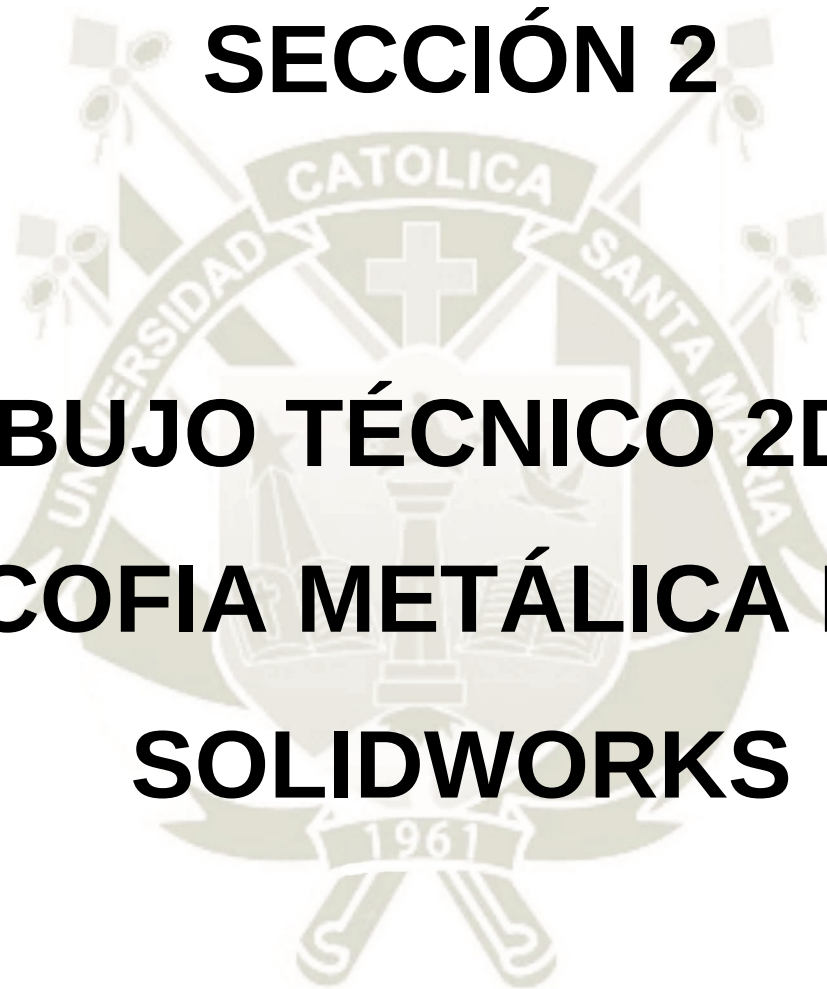
DIBUJO TÉCNICO 2D DE

MUÑON DENTAL EN

SOLIDWORKS







SECCIÓN 2

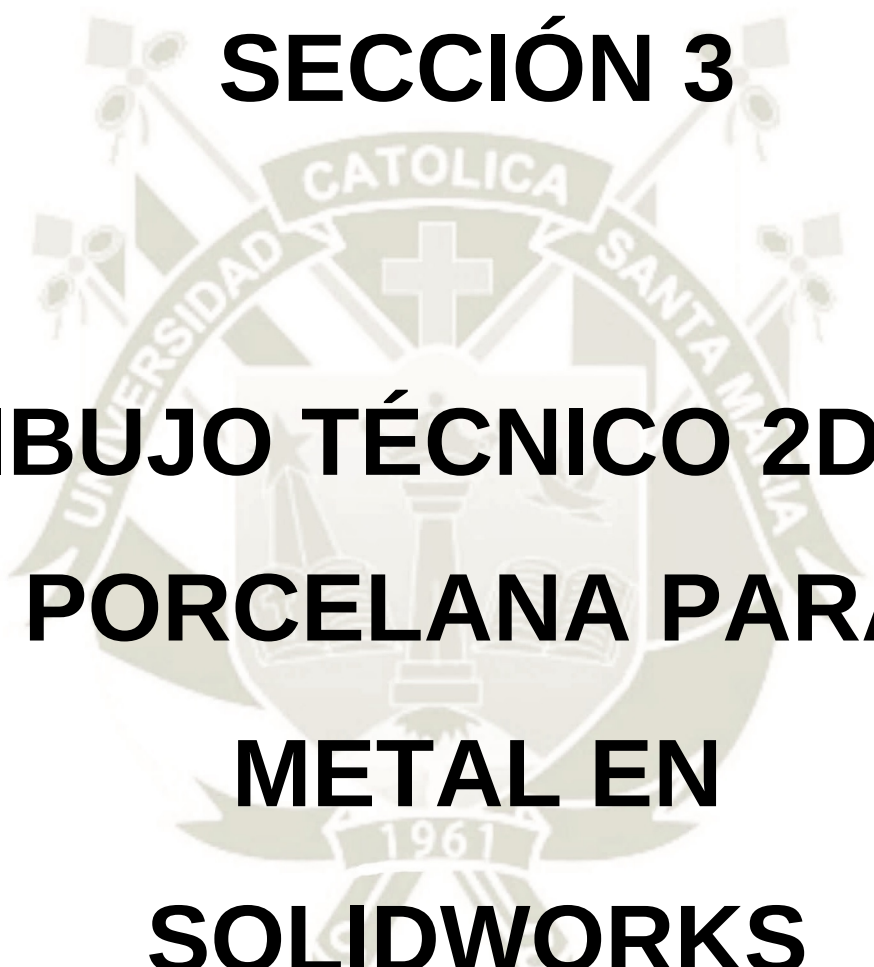
DIBUJO TÉCNICO 2D DE

COFIA METÁLICA EN

SOLIDWORKS







SECCIÓN 3

DIBUJO TÉCNICO 2D DE PORCELANA PARA METAL EN SOLIDWORKS







SECCIÓN 4

DIBUJO TÉCNICO 2D DE PORCELANA LIBRE DE METAL EN SOLIDWORKS







SECCIÓN 5

SELECCIÓN, APLICACIÓN DE MATERIAL Y CARGA

SELECCIÓN, APLICACIÓN DE MATERIAL y CARGA

Tabla 1

	Material	Módulo de Young
Muñón dental	Esmalte	18600
Cofia de metal	Cromo - Níquel	18900
Porcelana	Porcelana	220590

Tabla 2

	Material	Coeficiente de Poisson
Muñón dental	Esmalte	0.31
Cofia de metal	Cromo - Níquel	0.31
Porcelana	Porcelana	0.22

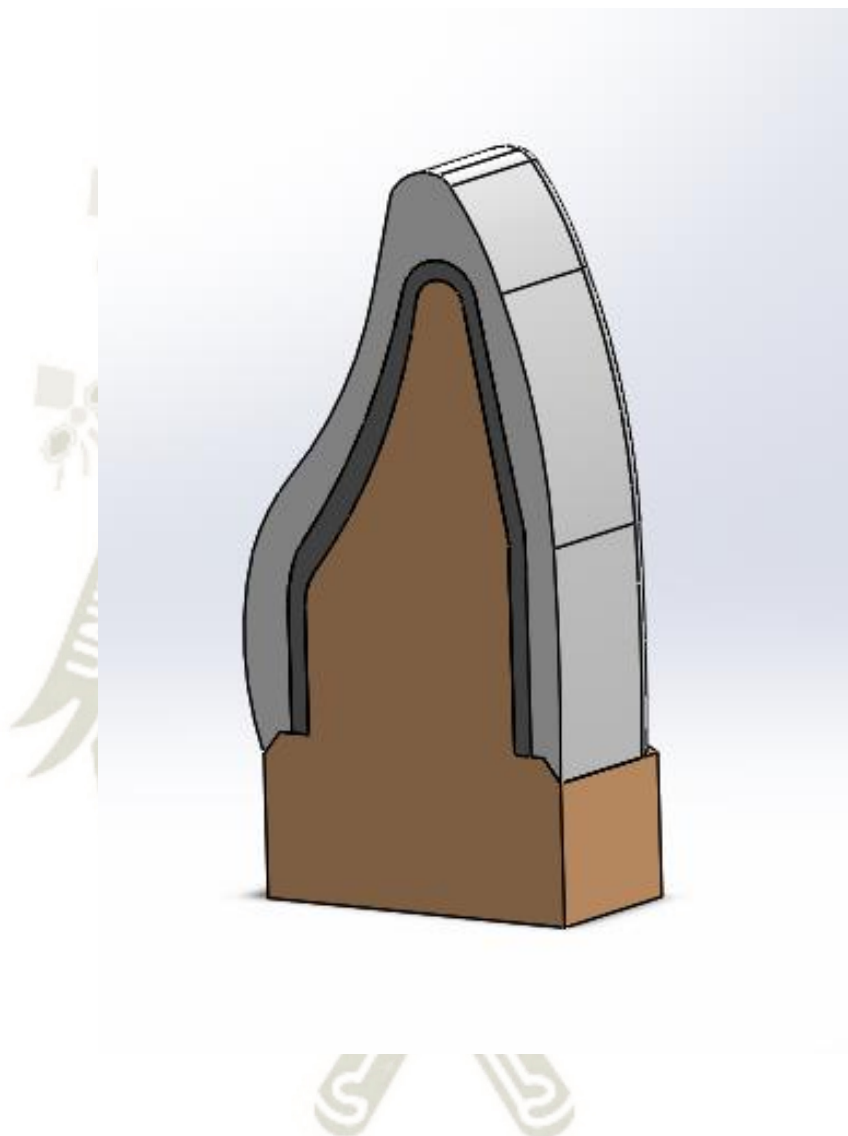
9

Una vez seleccionado el material, y aplicado a cada uno de los componentes, se realizara el ensamble y previamente se realizara un estudio estático, se le aplicara una carga presión de 25N en el área palatina del diseño computarizado, se le aplicara como sujeción fija la base y se realizara la simulación previa para su análisis de deformación por elementos finitos.

⁹ Infinite to finite: An overview of finite element analysis, página 425-532, tabla 1
www.aalbadent.com – Comandium - PDF
www.vita-zhanfabrick.com – Porcelana - PDF

ENSAMBLE

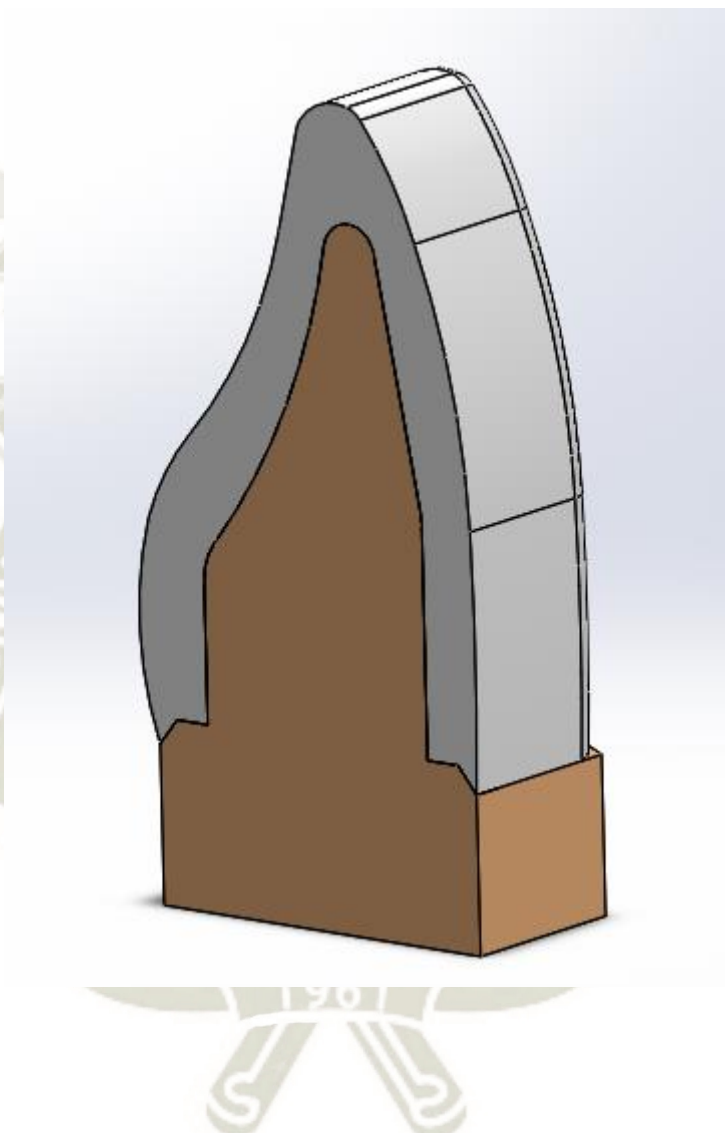
MUÑON – COFIA METALICA – PORCELANA



Color	Elemento
Café	Esmalte
Negro	Cofia Cromo – Níquel
Plomo	Porcelana

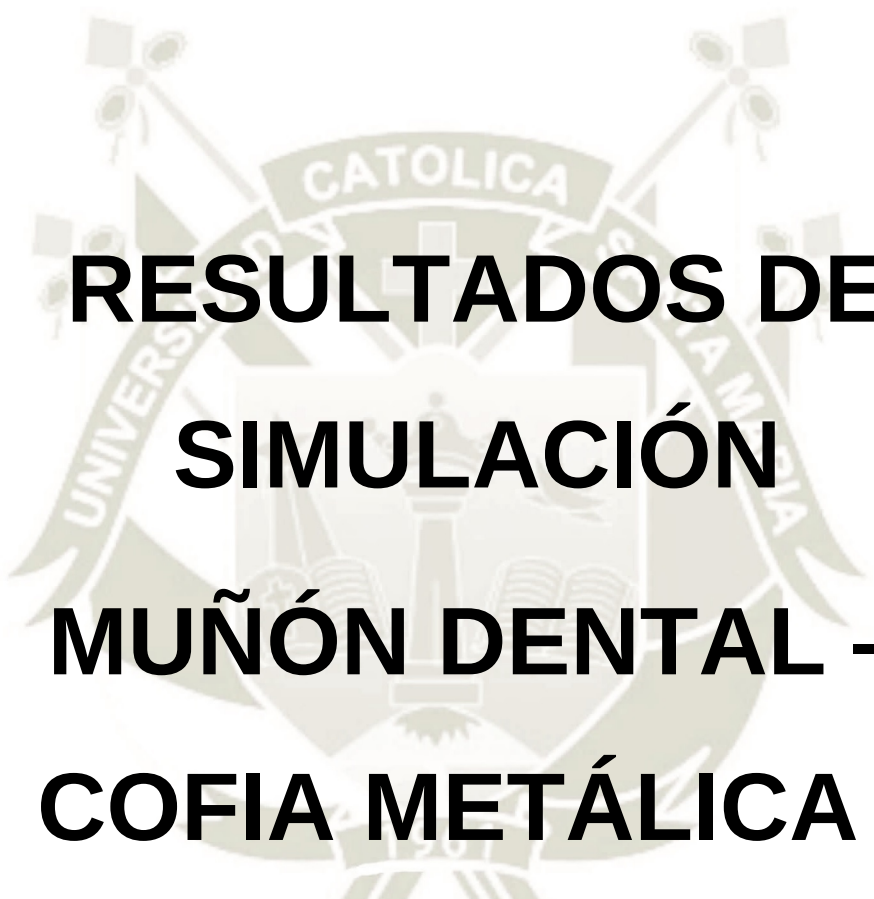
ENSAMBLE

MUÑON – PORCELANA LIBRE DE METAL



Color	Elemento
Café	Esmalte
Plomo	Porcelana

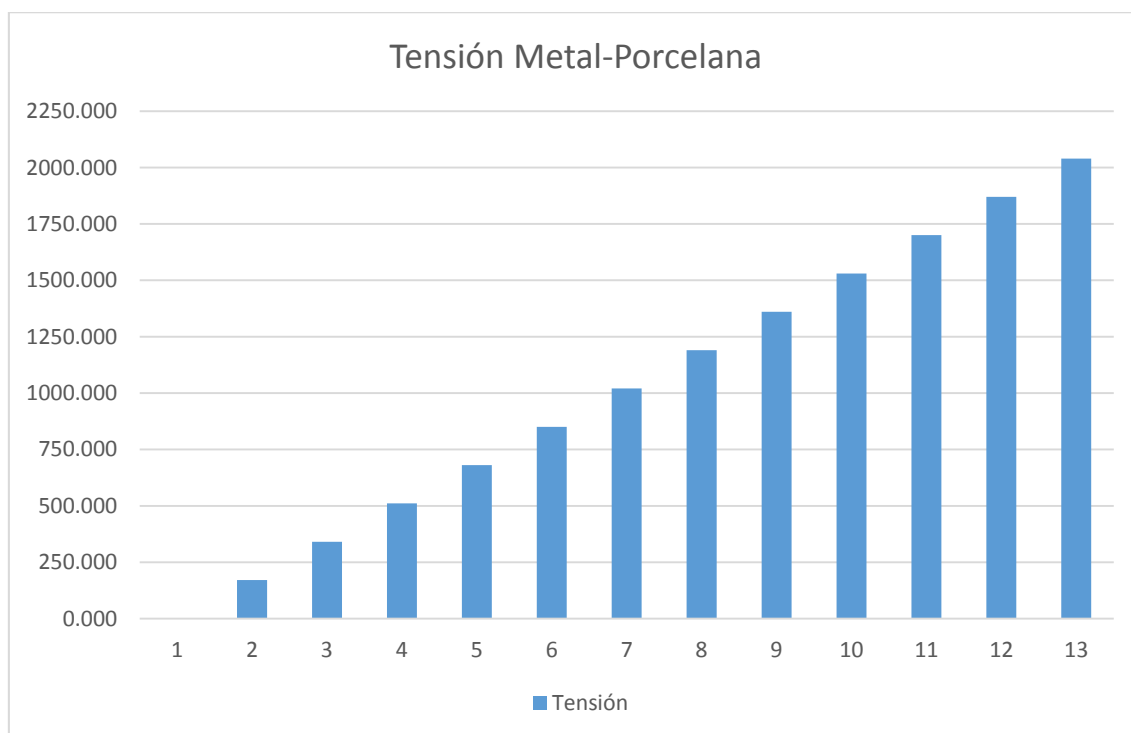
SECCIÓN 6



RESULTADOS DE SIMULACIÓN MUÑÓN DENTAL – COFIA METÁLICA - PORCELANA

RESULTADOS DE TENSION

MUÑON DENTAL – COFIA METALICA – PORCELANA

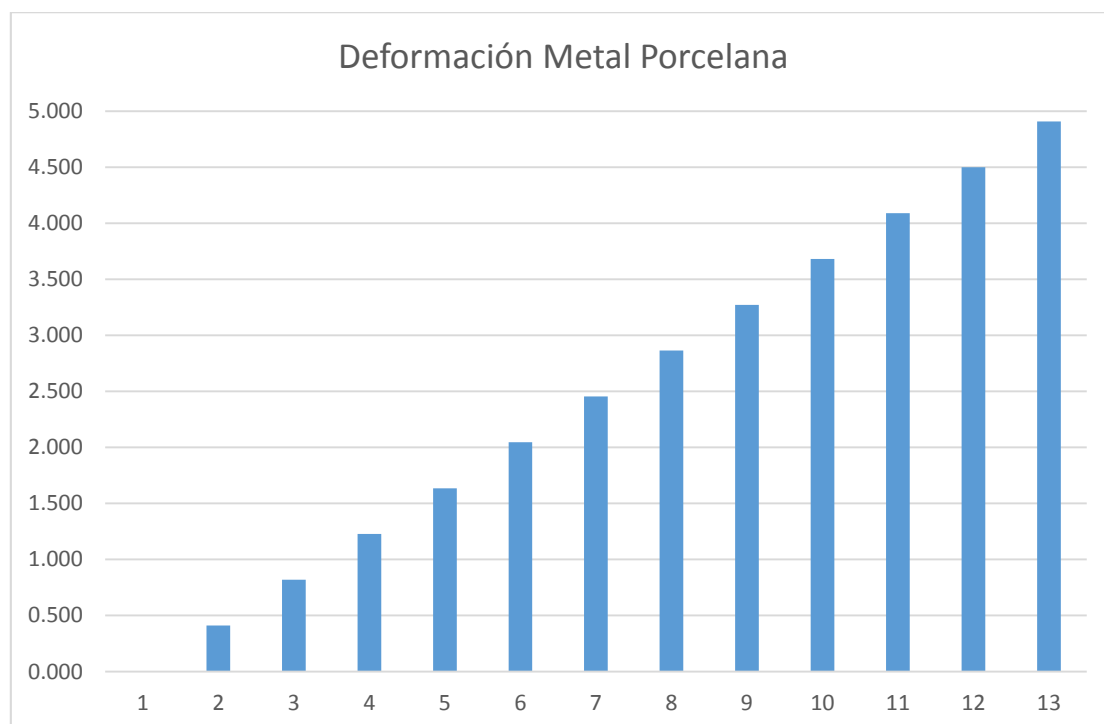


INTERPRETACIÓN

- La tensión máxima es de 2,039.885 N/m² y la tensión mínima será de 1.151 N/m².
- El área donde mayor tensión se va a producir será la parte inferior que se encuentra en el hombro en vestibular de la porcelana, y la parte donde menor tensión será el sector donde se encuentra el muñon dental.
- El sector rojo y/o anaranjado nos indica una posible fractura a ese nivel de la restauración.
- El área del muñon dental presenta nula probabilidad a la fractura

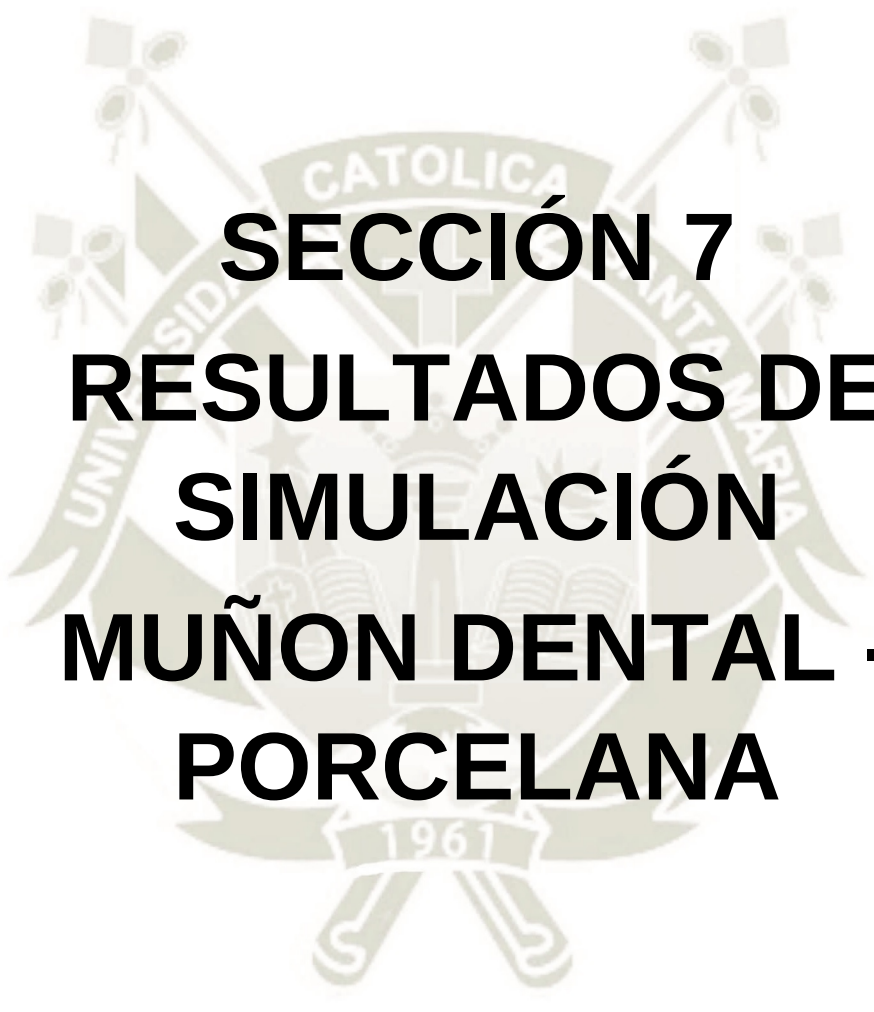
RESULTADOS DE DEFORMACIÓN

MUÑÓN DENTAL – COFIA METALICA – PORCELANA



INTERPRETACIÓN

- La deformación que se va a realizar será en una escala elevada $\times 10^{-8}$
- El programa realiza un coeficiente tan bajo para la apreciación de cómo se realizara el desplazamiento de manera visual.
- El área de mayor deformación se realizara en la base donde se aplicó la sujeción fija que previamente se realizó antes de la simulación, cabe destacar que esta área se encuentra fuera del área de estudio.
- El área de deformación de estudio se encontrara en la parte inferior del muñón dental, presenta un color celeste, lo que nos indicara un leve desplazamiento ejercido por la carga.
- El área de color amarillo con verde se encentra a la altura del hombro de porcelana, en esa área se realizó un desplazamiento mayor en área de estudio.

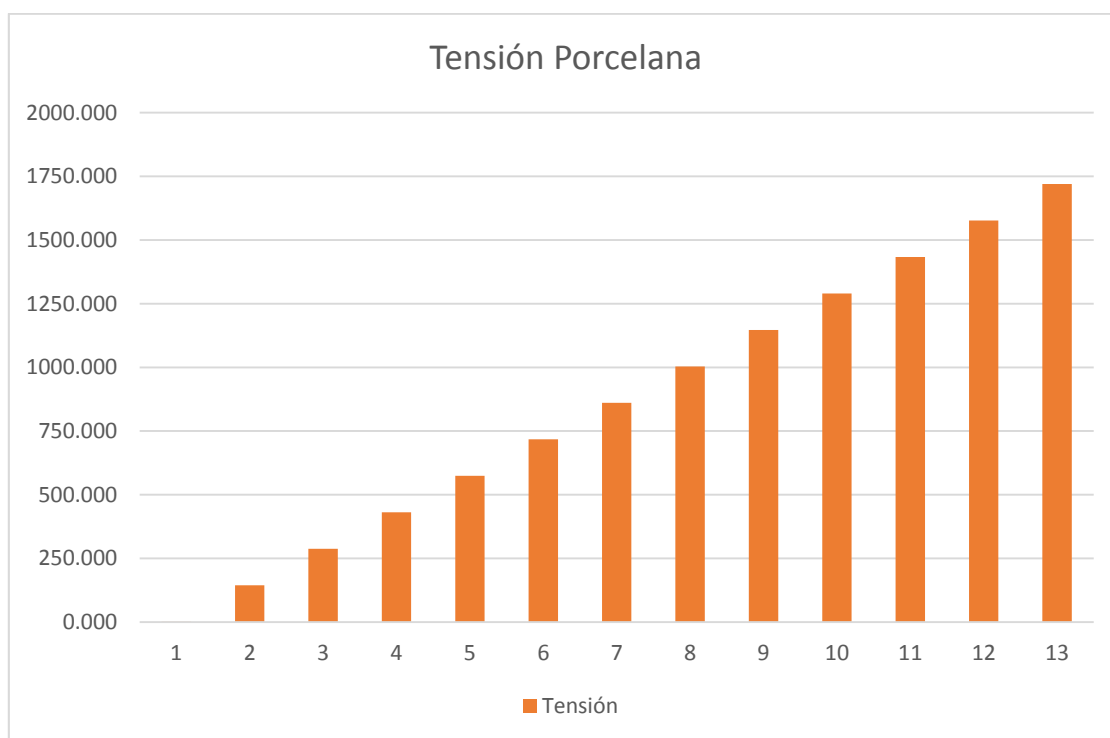


SECCIÓN 7

RESULTADOS DE SIMULACIÓN MUÑON DENTAL - PORCELANA

RESULTADOS DE TENSION

MUÑÓN DENTAL – PORCELANA

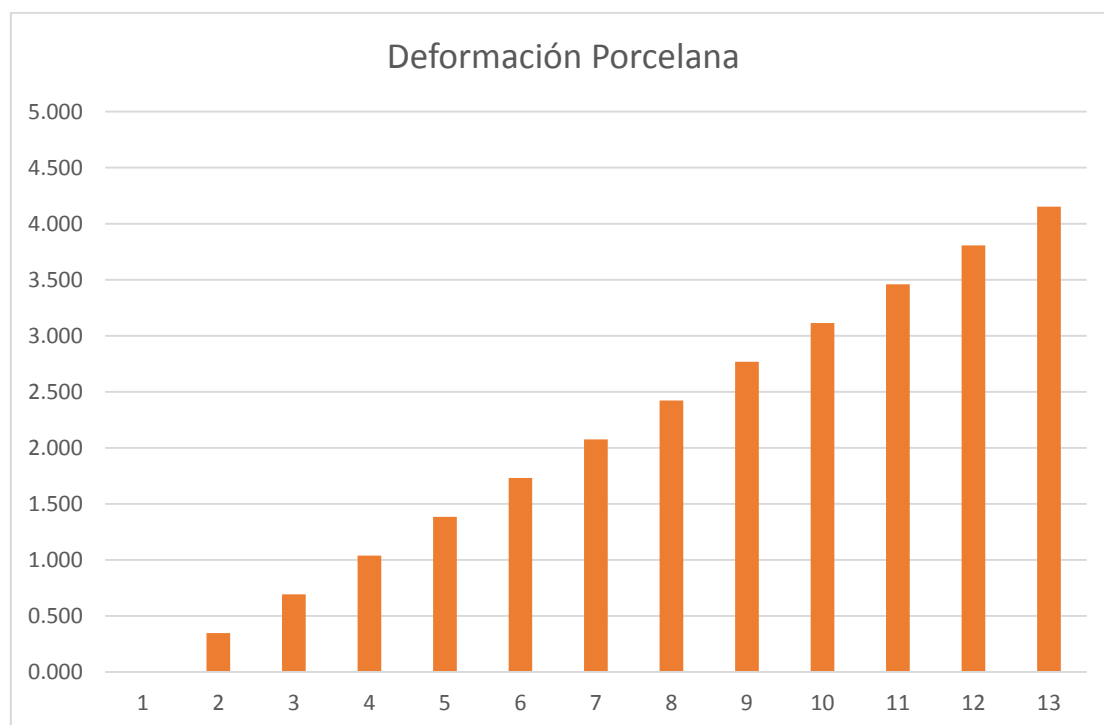


INTERPRETACIÓN

- La tensión máxima es de 1,720 N/m² y la tensión mínima será de 0.953 N/m².
- El área donde mayor tensión se va a producir será la parte inferior que se encuentra en el hombro en vestibular de la porcelana, y la parte donde menor tensión será el sector donde se encuentra el muñón dental.
- El sector rojo y/o anaranjado nos indica una posible fractura a ese nivel de la restauración.
- El área del muñón dental presenta nula probabilidad a la fractura

RESULTADOS DE DEFORMACIÓN

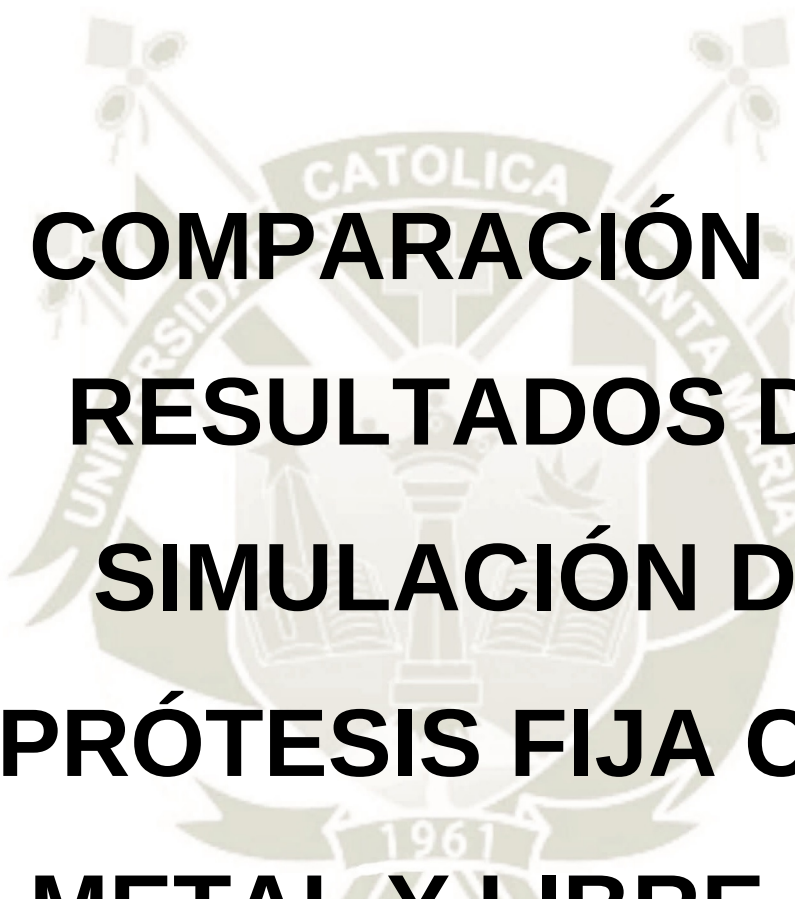
MUÑÓN DENTAL – PORCELANA



INTERPRETACIÓN

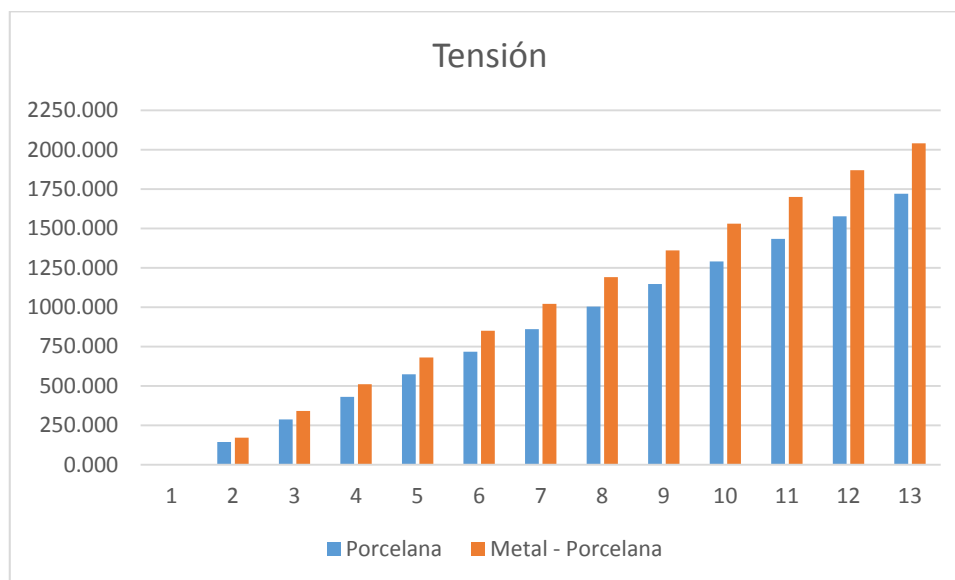
- La deformación que se va a realizar será en una escala elevada $\times 10^{-8}$.
- El programa realiza un coeficiente tan bajo para la apreciación de cómo se realizara el desplazamiento de manera visual.
- El área de mayor deformación se realizara en la base donde se aplicó la sujeción fija que previamente se realizó antes de la simulación, cabe destacar que esta área se encuentra fuera del área de estudio.
- El área de deformación de estudio se encontrara en la parte inferior del muñón dental, presenta un color celeste con verde, lo que nos indicara un leve desplazamiento ejercido por la carga.
- El área de color azul un poco se encuentra a la altura del hombro de porcelana, en esa área se realizó un desplazamiento mínimo en área de estudio.

SECCIÓN 8



COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE SIMULACIÓN DE PRÓTESIS FIJA CON METAL Y LIBRE DE METAL

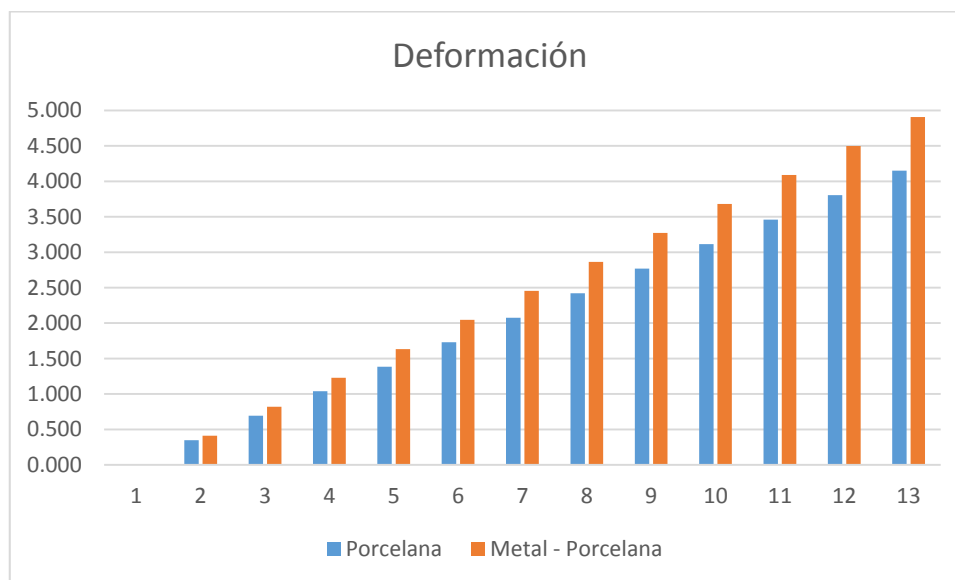
COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE TENSION DE PROTESIS FIJA CON METAL Y LIBRE DE METAL



INTERPRETACIÓN

- La diferencia entre distribución de presión entre los dos tipos de restauración de porcelana es mínima la diferencia máxima entre ambas sería de 319.785 N/m².
- La restauración con cofia metálica tiende mejor a distribuir las cargas, se debe a sus propiedades elásticas.
- Gráficamente la restauración con cofia metálica indica un mayor índice de resistencia que una restauración sin cofia metálica, siendo esta de un 15% más resistente a la fractura.

COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE DEFORMACIÓN DE PROTESIS FIJA CON METAL Y LIBRE DE METAL



INTERPRETACIÓN

- La desplazamiento que se va a realizar será en una escala elevada $\times 10^{-8}$
- La diferencia de desplazamiento entre los dos tipos de restauración con porcelana es mínima siendo una diferencia de 0.756×10^{-8} mm.
- La restauración con porcelana libre de metal presenta menor deformación que la restauración con cofia metálica, esto se debe a que la porcelana presenta una mayor resistencia a la deformación y como resultado en el hombro ejercerá una mayor resistencia al desplazamiento.
- La propiedad de deformación con la porcelana con metal es un factor positivo ya que tiende a tener una propiedad de resorte, regresando a su forma original sin fracturarse.

CONCLUSIONES

- La resistencia a la tensión de la restauración con cromo níquelado en prótesis fija, es mejor para la distribución de las cargas al momento de realizar la masticación.
- La resistencia a la deformación de la porcelana tiende a ser más rígida sin presentar mucha variación en su composición, lo que presenta un bajo índice de elasticidad, en cambio la cofia metálica ayuda a la distribución de cargas y posee una propiedad elástica que ayuda a soportar más cargas sin fracturarse.
- La mejor opción de restauración según la predicción computarizada es el uso de Cromo Níquel en la restauración con Porcelanas ya que la resistencia a la fractura es mayor al soportar una carga de tensión máxima de 2,039.885 N/m²

RECOMENDACIONES

- Se recomendaría el uso de cofia metálica al momento de restaurar las piezas anteriores también y no solo en piezas posteriores.
- Tener conocimiento de los materiales que se encuentran en el mercado, en la actualidad se encuentran más de 12 tipos de cofias metálicas y porcelanas con diferentes técnicas de trabajo y diferente tipo de resultados, en ello está el éxito de la restauración
- El desgaste en una pieza dental para la restauración con porcelana es importante y a falta de espacio es recomendable realizar una endodoncia y/o emplear un muñón metálico que mejore la estabilidad del trabajo.
- Se recomienda hacer correcciones en las medidas de los diseños computarizados, ya que se tomaron medidas promedios para la realización de los diseños y obtener resultados más precisos.

BIBLIOGRAFÍA

- Mario Eduardo Figún, Ricardo Rodolfo Gariño, Anatomía Odontológica Funcional Aplicada, Editorial El Ateneo 2007
- Ernest Mallat Desplais, Ernest Mallat Callis, Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior, Editorial Quintessence, S.L. 2001
- José Carlos Tavera Aragón, Prostodoncia Fija Principios básicos, Editor UCSM Arequipa – Perú 2013
- Federico Humberto Barceló Santana, Materiales Dentales – Conocimientos Básicos Aplicados, Editorial Trillas 2010, 3ra Edición.
- *Giulio Preti*, Rehabilitación Protésica Tomo 3, Editorial Anolca, 2008
- Major M. Ash, Sigurd Ramfjor, Oclusión Cuarta Edición, Editores McGraw-Hill Interamericana, 1996

HEMEROGRAFÍA

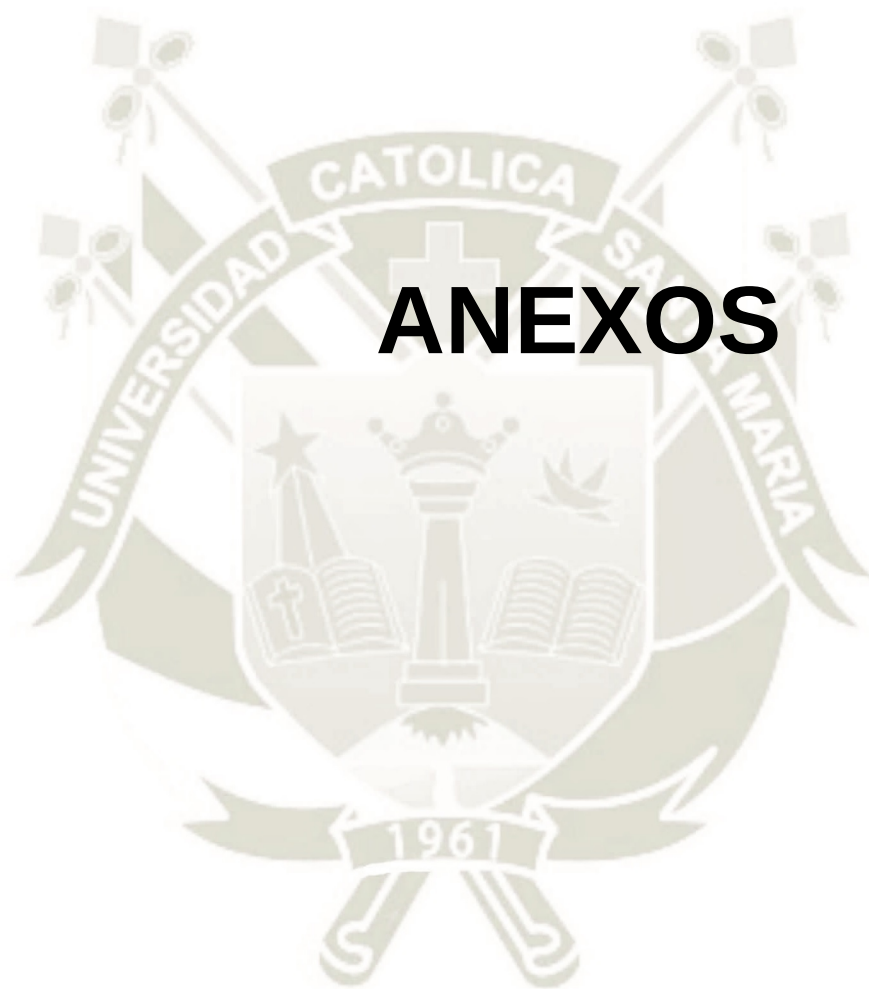
- Juan David Carvajal, Junes Abdul Villarraga, Federico Latorre y Vanessa Restrepo , Análisis por el Método de los Elementos Finitos sobre una Prótesis Parcial Fija (PPF) de Cinco Elementos con Unión Rígida y no Rígida. VIII CONGRESO COLOMBIANO DE METODOS NUMERICOS: Simulación en Ciencias y Aplicaciones Industriales, 10-12, 2011, Medellín, Colombia
- Ariza Fajardo María Carolina, Bedoya Osorio Javier, Ariza García German Alberto, Henao Pérez Daniel, Comparación de la resistencia a la deformación de tres sistemas de estructuras libres de metal para prótesis elaboradas en Zirconio mediante elementos Finitos.
- Fazilat H. Dar, Judith R. Meakin, Richard M. Aspden , Métodos estáticos en análisis de elementos finitos, Journal of Biomechanics 35 (2002) 1155–1161

- López; J. F. Archila²; K. M. Cantero Vergara, Aplicación de un método no destructivo para la obtención propiedades físicas de tejido óseo basado técnica imanenológica y herramientas software CAD, 20/12/2012
- Edwin Chica; Federico Latorre; Sergio Agudelo, Prótesis parcial fija: análisis biomecánico sobre distribución de esfuerzos entre tres alternativas de retención, Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq. 2010; 21(2): 150-158.
- Revista Científica Odontológica Vol-1, N-1, Julio-Diciembre, 2013
- Revista Científica Odontológica Vol-2, N-1, Enero-Junio, 2014
- Metales y aleaciones en odontología – Olga Lucia Giraldo R. PDF
- Porcelanas de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total. Díaz-Romeral Bautista a / Enrique López Sotob /Francisco Malumbres Viscarretc /Luis Javier Gil Villagrá - PDF 2010
- Diseño de estructuras para restauraciones de cerámica sobre metal – Manual – Ivoclar Vivadent

INFORMATIGRAFÍA

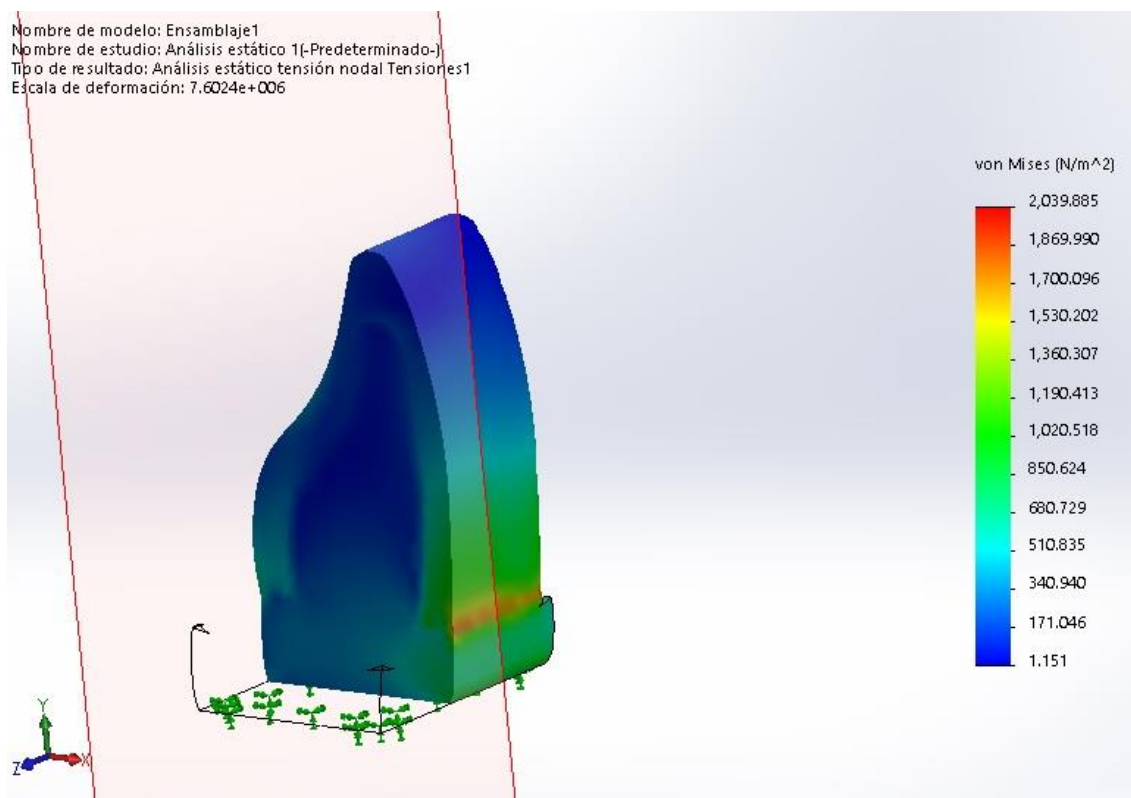
- <http://app.ute.edu.ec/content/3466-161-4-1-6-19/Conceptos%20basicos%20de%20SolidWorks%20-%20Piezas%20y%20ensamblajes.pdf>
- http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0121-246X2010000100003&script=sci_arttext
- http://www.sci.unal.edu.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2011000200005&lng=en&nrm=iso
- http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0121-246X2010000100003&script=sci_arttext
- <http://www.monografias.com/trabajos16/preparaciones-dentarias/preparaciones-dentarias.shtml>

ANEXOS



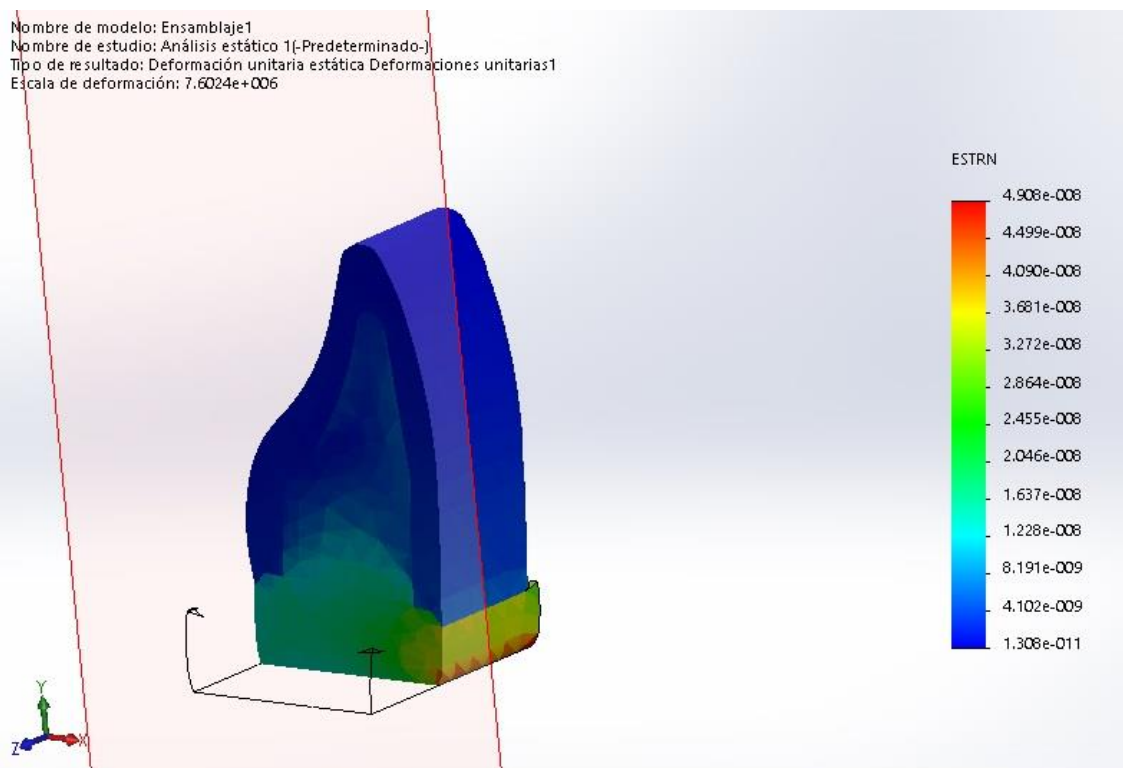
RESULTADOS DE TENSION

MUÑON DENTAL – COFIA METALICA – PORCELANA



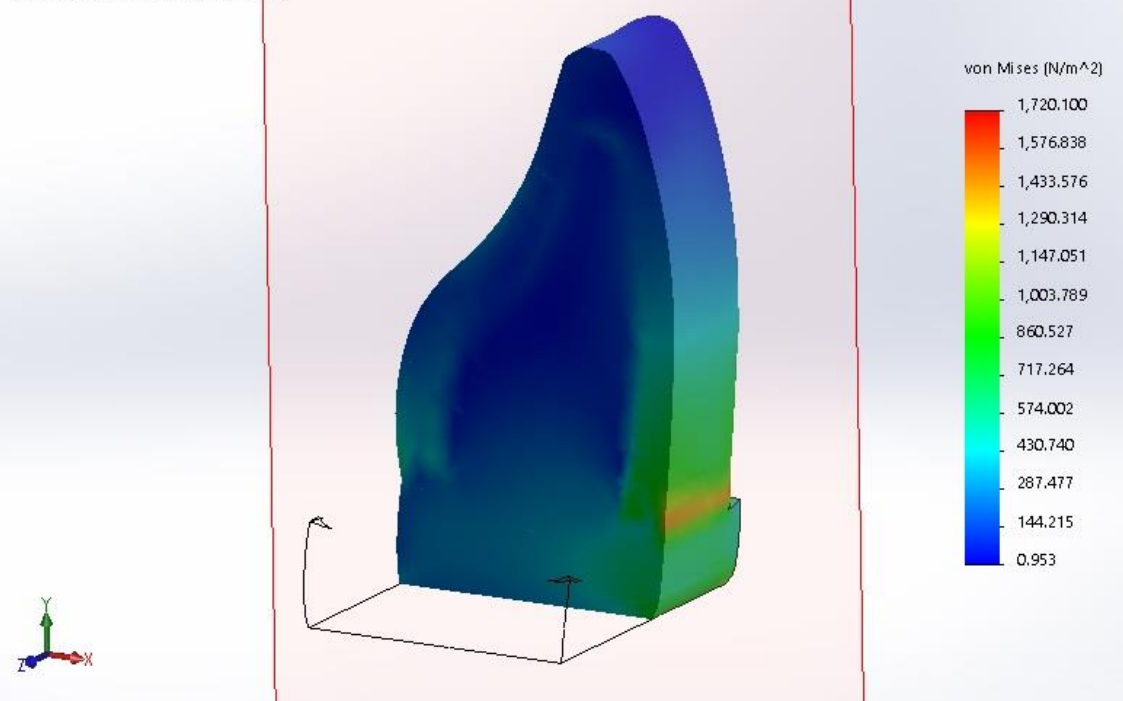
RESULTADOS DE DEFORMACIÓN

MUÑON DENTAL – COFIA METALICA – PORCELANA



RESULTADOS DE TENSIÓN MUÑON DENTAL – PORCELANA

Nombre de modelo: Ensamblaje3
Nombre de estudio: Análisis estático 2(-Predeterminado-)
Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
Escala de deformación: 8.2416e+006



RESULTADOS DE DEFORMACIÓN MUÑON DENTAL – PORCELANA

Nombre de modelo: Ensamblaje3

Nombre de estudio: Análisis estático 2(-Predeterminado-)

Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1

Escala de deformación: 8.2415e+006

