



POSGRADOS

MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECÁNICA CON MENCIÓN EN MODELAMIENTO DE MATERIALES Y PROCESOS DE PRODUCCIÓN

RPC-SO-24-NO.540-2020

OPCIÓN DE TITULACIÓN:

PROYECTO DE TITULACIÓN CON
COMPONENTES DE INVESTIGACIÓN
APLICADA Y/O DE DESARROLLO

TEMA:

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO A
COMPRESIÓN DE UN PUENTE DENTAL
EMPLEADO PARA RESTAURACIONES
PERMANENTES USANDO INGENIERÍA
ASISTIDA POR COMPUTADOR

AUTOR:

MARCO VINICIO FAREZ YUNGA

DIRECTOR:

JORGE ISAAC FAJARDO SEMINARIO

CUENCA – ECUADOR
2025



Autor:**Marco Vinicio Farez Yunga**

Ingeniero Mecánico.

Candidato a Magíster en Ingeniería Mecánica con mención en Modelamiento de Materiales y Procesos de Producción por la Universidad Politécnica Salesiana – Sede Cuenca.

marcofarez2011@hotmail.com

Dirigido por:**Jorge Isaac Fajardo Seminario**

Ingeniero Mecánico.

Magister en Ingeniería.

Doctor en Ingeniería.

jfajardo@ups.edu.ec

Todos los derechos reservados.

Queda prohibida, salvo excepción prevista en la Ley, cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación de esta obra para fines comerciales, sin contar con autorización de los titulares de propiedad intelectual. La infracción de los derechos mencionados puede ser constitutiva de delito contra la propiedad intelectual. Se permite la libre difusión de este texto con fines académicos investigativos por cualquier medio, con la debida notificación a los autores.

DERECHOS RESERVADOS

2025 © Universidad Politécnica Salesiana.

CUENCA – ECUADOR – SUDAMÉRICA

MARCO VINICIO FAREZ YUNGA

Análisis del comportamiento a compresión de un puente dental empleado para restauraciones permanentes usando ingeniería asistida por computador

DEDICATORIA

Dedicado a mis padres Antonio y Rosa, a mis hermanos Gladys, Carlos, Jhon y David por apoyarme en todo momento.

Dedicado a una mujer muy especial en mi vida, Blankis Chaca.

Marco

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por permitirme poder alcanzar una meta más en mi vida y porque de Él proviene todo.

A mis padres, Rosa y Antonio quienes por su esfuerzo y sacrificio han hecho que yo pueda lograr llegar hasta donde estoy hoy.

A mi tutor de tesis Ing. Jorge Fajardo, Ph. D., que me ha guiado en este proceso de desarrollo y por sobre todo ser un buen amigo que me impulso a terminar este proyecto cuando ya estaba por rendirme. Gracias por su amistad y por ser un excelente docente.

A los docentes del Grupo de Investigación en Nuevos Materiales y Procesos de Transformación (GiMaT), por brindarme el tiempo y los recursos para el desarrollo de este proyecto.

Marco

TABLA DE CONTENIDO

Resumen	7
Abstract	8
1. Introducción	9
2. Determinación del Problema.....	11
3. Objetivos.....	13
3.1 Objetivo General.....	13
3.2 Objetivos específicos	13
4. Marco teórico referencial.....	14
4.1 Prótesis.....	14
4.1.1 Prótesis parcial removible	14
4.1.2 Prótesis completa removible.....	15
4.1.3 Prótesis fija sobre dientes	15
4.1.4 Prótesis fija sobre implantes	15
4.2 Puentes dentales	16
4.3 Resistencia a la compresión.....	18
4.4 Ingeniería Asistida por Computador (CAE)	20
4.4.1 Mallado en elementos finitos.....	20
4.4.2 Cociente Jacobiano	21
5. Materiales y metodología.....	23
5.1.1 Descriptiva	23
5.1.2 Exploratoria	23
5.1.3 Correlacional.....	23
5.1.4 Análisis e interpretación de la información.....	23
5.2 Diseño de la Investigación	24
5.2.1 Preprocesamiento del puente dental.....	24
5.2.2 Análisis de los resultados de simulación	30
6. Resultados y discusión.....	31
6.1 Resultados de la simulación.....	31
7. Conclusiones.....	37
Referencias	38

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO A COMPRESIÓN DE UN PUENTE DENTAL EMPLEADO PARA RESTAURACIONES PERMANENTES USANDO INGENIERÍA ASISTIDA POR COMPUTADOR

AUTOR(ES):

MARCO VINICIO FAREZ YUNGA

RESUMEN

En el presente proyecto técnico con el uso de la ingeniería asistida por computador (CAE), se ha realizado un estudio comparativo entre resultados de ensayos experimentales con resultados de simulación realizados en elementos finitos (FEA) de puentes dentales utilizados para restauraciones permanentes en el campo de la salud odontológica. Los ensayos y las simulaciones se basan en el análisis de la resistencia a las fuerzas de oclusión que están sometidos las piezas dentales de y a su vez las mismas cuando se inserta una prótesis dental. Partiendo de los resultados experimentales ya obtenidos se ha realizado una revisión bibliográfica de las propiedades de los 3 materiales analizados los cuales son: Zirconio ($Zr O^2$), Polimetilmetacrilato (PMMA) y Resina SprintRay (OnX). Con esta premisa se obtuvo el escaneo del puente dental experimentado, y mediante un preprocesamiento computacional corrigiendo imperfecciones geométricas se establecieron las condiciones de frontera para cada material con sus respectivas propiedades mecánicas insertadas en el módulo de materiales del software Ansys. Los resultados de simulación obtenidos en comparativa con los experimentales, presentan confiabilidad ya que se encuentran muy cercanos a los resultados reales obtenidos mediante experimentación. Esto nos permite concluir que se puede estudiar distintos tipos de prótesis dentales ya sean removibles o fijos con distintos materiales los cuales pueden ser nuevos de investigación, mediante FEA los cuales siempre que se establezca las condiciones de frontera correctos y también las propiedades físicas y mecánicas precisas se garantizará los resultados confiables muy cercanos a los reales con un grado de error muy bajo como se presentan en las conclusiones de este proyecto técnico.

Palabras clave:

Ingeniería asistida por computador (CAE), Puentes dentales, Fuerzas de Oclusión, Software Ansys, Preprocesamiento de elementos finitos.

ABSTRACT

In the present technical project, using computer-aided engineering (CAE), a comparative study has been carried out between experimental test results and simulation results performed in finite element analysis (FEA) of dental bridges used for permanent restorations in the field of dental health. The tests and simulations are based on the analysis of the resistance to the occlusal forces that the teeth are subjected to when a dental prosthesis is inserted. Based on the experimental results already obtained, a bibliographic review of the properties of the 3 materials analyzed has been carried out, which are: Zirconium (ZrO_2), Polymethylmethacrylate (PMMA) and SprintRay Resin (OnX). With this premise, the scan of the dental bridge was obtained, and by means of a computational preprocessing correcting geometric imperfections, the boundary conditions were established for each material with their respective mechanical properties inserted in the materials module of the Ansys software. The simulation results obtained in comparison with the experimental ones, present reliability since they are very close to the real results obtained by experimentation. This allows us to conclude that it is possible to study different types of dental prosthesis either removable or fixed with different materials which can be new for research, by means of FEA which as long as the correct boundary conditions are established and also the precise physical and mechanical properties will guarantee reliable results very close to the real ones with a very low degree of error as presented in the conclusions of this technical project

Palabras clave:

Computer Aided Engineering (CAE), Dental Bridges, Occlusion Forces, Ansys Software, Finite Element Preprocessing.

1. INTRODUCCIÓN

Uno de los principales problemas de salud a nivel mundial que más impacto está causando, es en el área de la salud dental, en el cual, debido a factores como la mala alimentación, falta de higiene, y a una mala calidad de vida en general a dado como resultado en la pérdida dental de las personas. Esta pérdida dental conocida como edentulismo, trae consecuencias muy graves tanto en la estética, salud y también en la funcionalidad de la boca (Craddock, 2009; Motta et al., 2014; Okada et al., 2018). El edentulismo incrementa el riesgo de mortalidad debido a que la funcionalidad masticatoria de la boca no se desarrolla de una manera adecuada, desembocando en una mala digestión y a la vez esto genera consecuencias de salud en los órganos del cuerpo que incrementa el riesgo de generar enfermedades que provoquen la muerte (Craddock, 2009; Della Bona et al., 2013; Dikova & Vasilev, 2019; Motta et al., 2014). Las consecuencias del edentulismo en la estética es también afectada en la estructura facial de la persona que lo padece, sobre todo si se da en la arcada superior, provocando un envejecimiento que puede ser notado a simple vista en la cara. Además, la dificultad para hablar como consecuencia de la pérdida dental sobre todo si presenta carencia de dientes delanteros y algunos problemas como la mordida irregular o problemas de oclusión (American cancer society, 2020; Ferrús, 2018a; Puyuelo, 2021; Superprof, n.d.)

Sin embargo, existen formas de tratar este problema dental, y una de ellas es mediante el uso de prótesis dentales, estas pueden ser implantes, de soporte fijo o prótesis removibles (Gupta et al., 2019a; Zelig et al., 2016). Estas prótesis deben aprobar ciertos estándares como retención, estabilidad, habla, masticación, eficiencia, comodidad al comer, autoestima, etc. Principalmente uno de los principales factores a los que están sometidos estas prótesis dentales son a las fuerzas de masticación (FM) o oclusión, en la cual genera resistencia a los esfuerzos cíclicos de masticación. Las prótesis fijas dentales son muy utilizadas a nivel mundial debido a que presentan mayor durabilidad y mejores prestaciones de comodidad en los pacientes. Existe una variedad de prótesis fijas dentales utilizadas, los cuales

pueden ser utilizados con materiales como zirconio, PMMA o resinas de impresión 3D como el ONX (Douglass et al., 2002; Fueki et al., 2007; Hemmings & Harrington, 2004a).

El campo médico odontológico a menudo prescinde de una base de datos que permita seleccionar un material y estructura relacionado con su resistencia, por lo que a menudo requieren fabricar y ensayar prótesis de puentes dentales, lo cual genera pérdida de tiempo e incremento de costos que paga el paciente (Craddock, 2009).

2.DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA

El edentulismo hace referencia a la ausencia de dientes, ya sea de manera total o parcial, el cual es considerado como una discapacidad por la Organización Mundial de la Salud (OMS), siendo la causa más frecuente la pérdida dental, producida después de la erupción de los mismos (Gupta et al., 2019b; Okada et al., 2018). El crecimiento de la población, junto al aumento de su longevidad provocan la necesidad de tratar el edentulismo presente, para mejorar la calidad de vida de los pacientes que lo padecen, ya que esta problemática se asocia con el deterioro de los tejidos orofaciales, pérdida de crestas óseas, musculatura, impactos sociales y fisiológicos en el habla y pérdida de la eficacia masticatoria, lo cual provoca una ingesta reducida de alimentos, entre ellos frutas y verduras, aumentando en la dieta la ingesta de azúcares y alimentos grasos, conduciendo a la desnutrición (Douglass et al., 2002). En la práctica clínica existe una variedad de opciones para lograr corregir esta problemática, uno de los procedimientos que tiene un elevado porcentaje de éxito se da por medio de la rehabilitación con prótesis fijas, ya sea sobre dientes o sobre implantes, tanto en adultos jóvenes como también en adultos mayores (“Associations Between Tooth Loss, With or Without Dental Prostheses, and Malnutrition Risk in Older Adults,” 2024). En la actualidad, gracias a los avances en la implantología y la odontología adhesiva, existe una gran variedad de tipos de prótesis fijas dentales (PPF) para reemplazar el o los dientes perdidos, usando materiales para rehabilitar las prótesis fijas, como el zirconio, ONX, PMMA y Metal Cerámica (Hemmings & Harrington, 2004b).

El campo médico odontológico, a menudo prescinde de una base de datos que permita seleccionar un material y estructura relacionado con su resistencia, por lo que a menudo requieren de fabricar y ensayar prótesis de puentes dentales, lo cual genera pérdida de tiempo e incremento de costos que paga el paciente (Fueki et al., 2007). No se cuenta con un estudio que evalúe el comportamiento a compresión de tres tipos de materiales con el Zirconio, ONX y el PMMA. Es necesario empezar

evaluando la resistencia a su compresión mediante software CAE y analizar los resultados comparados a los experimentales.

El presente proyecto de titulación beneficiará en primer lugar a el campo de la investigación en el área de la salud y en su defecto a la población en general ya que pretende aportar con información muy relevante acerca de la importancia del uso de software CAE y su fiabilidad para desarrollar nuevos materiales y prótesis sin la necesidad de tener que llevarlos a un testeo en probeta ahorrando costos. La obtención de una tabla comparativa del comportamiento a compresión de un puente dental usados para restauraciones permanentes ayudará a precisar las propiedades adecuadas necesarias para generar un análisis CAE en futuras investigaciones.

El proyecto será un aporte a la investigación de las Ingenierías de la Universidad Politécnica Salesiana, ya que generará conocimiento sobre la importancia de softwares CAE en el campo no solo de la Ingeniería sino también en el campo de la medicina. Finalmente aportará al Grupo de Investigación en Nuevos Materiales y procesos de Transformación (GIMAT) dado que se producirá conocimiento nuevo en el campo de la simulación y experimentación en el campo médico.

3.OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar el comportamiento a compresión de puentes dentales empleados para restauraciones permanentes usando ingeniería asistida por computador.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer las condiciones iniciales para el análisis CAE de puentes dentales empleados para restauraciones permanentes.
- Determinar las condiciones iniciales para la simulación del puente dental empleado para restauraciones permanentes.
- Evaluar mediante simulaciones el comportamiento a la compresión de puentes dentales empleados para restauraciones permanentes.

4. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

4.1 PRÓTESIS

En el campo de la medicina se han diseñado dispositivos que permiten mantener la funcionalidad de alguna parte del cuerpo cuando esta ha sido perdida, tanto como manos, brazos, piernas o articulaciones faltantes son generalmente reemplazados por dispositivos que proveen de similares funcionalidades los cuales son conocidos como prótesis (Paredes Balseca et al., 2023).

En el marco del desarrollo de estos dispositivos, se encuentran las prótesis dentales, los cuales proveen de ayuda a falta o pérdida de piezas dentales. Debido a problemas de salud que involucran la mala calidad de vida y una mala higiene personal, se dañan partes de la dentadura lo que provoca la pérdida de dientes, por lo que estos se tienden a sustituir por piezas sintéticas (Al-Rafee, 2020). Estas pérdidas dentales conocido como edentulismo requiere de distintos tipos de prótesis dentales (Al-Rafee, 2020; “Edentulismo,” 2021). De esta manera, acorde a la comodidad, posibilidad de adquisición y tipo de problema dental se cuenta con distintos tipos de prótesis dentales, los cuales se detallan a continuación

4.1.1 PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE

Estas prótesis removibles son extraíbles permitiendo sustituir desde uno hasta muchos dientes. Mediante retenedores, son anclados a dientes adjuntos o remanentes que están alrededor de las piezas faltantes. Algunas ventajas son que pueden dotar de una recuperación o regeneración de hueso y la encía cuando estos han sido perdidos por el tiempo o por infecciones. También al ser removibles permiten la facilidad para las limpiezas de las piezas artificiales. Sin embargo, algunos inconvenientes presentes son que generan atrofas en los huesos y en los dientes en los que se apoya la prótesis. El tiempo de adaptación hasta que el

paciente no tenga conciencia de que lleva puesto la prótesis también se debe tener en cuenta, ya que al inicio genera un mal estar en la boca (Avetisyan et al., 2021; “Edentulismo,” 2021).

4.1.2 PRÓTESIS COMPLETA REMOVIBLE

Esta prótesis difiere de la anterior en cuanto a que su uso es para un paciente que ha perdido completamente todos sus dientes. De la misma manera al ser removibles presentan similares ventajas y desventajas como una prótesis parcial removible. El uso de este tipo de prótesis está en decadencia debido a la incomodidad que generan en los pacientes (Avetisyan et al., 2021; “Edentulismo,” 2021).

4.1.3 PRÓTESIS FIJA SOBRE DIENTES

Este tipo de prótesis son aquellos que son fijados sobre dientes naturales, conocidos como restauración protética, tiene la finalidad de devolver la forma adecuada y la resistencia de los dientes que han sido desgastados, deteriorados o están ausentes. Estas prótesis son conocidas como puentes, coronas o fundas dentales. Como su nombre lo indica son prótesis que van fijadas mediante un tipo de cemento resistente, lo que permite que los mismos sean muy resistentes y además genera una comodidad al paciente que sienta como si fuesen sus dientes naturales (Avetisyan et al., 2021; Fueki et al., 2007). Las prótesis fijas están estructuradas en dos partes: un núcleo cuya función es la resistencia y una parte superficial que es el recubrimiento brindando la estética.

4.1.4 PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES

En este tipo de prótesis es necesario haber colocado implantes previamente por un cirujano sobre maxilares enteros que se han quedado sin dientes o así también sustituyendo uno o varios dientes. De la misma manera como las prótesis sobre dientes, también aquí se tienen similares ventajas, en la figura 1 se muestra la prótesis (“Edentulismo,” 2021).



Figura 1- Prótesis sobre implantes. Fuente (“Edentulismo,” 2021)

4.2 PUENTES DENTALES

Un puente dental es un tipo de prótesis de restauración permanente, utilizado para suplir la ausencia de uno o varios dientes en la boca de un paciente que padece de edentulismo (pérdida de piezas dentales, de manera parcial o total). Como su nombre lo define, la misión de este tipo de prótesis es de hacer un puente entre dos dientes naturales Figura 2 (A) o implantes dentales Figura 2 (B) para cubrir el espacio vacío que ha dejado el diente perdido.

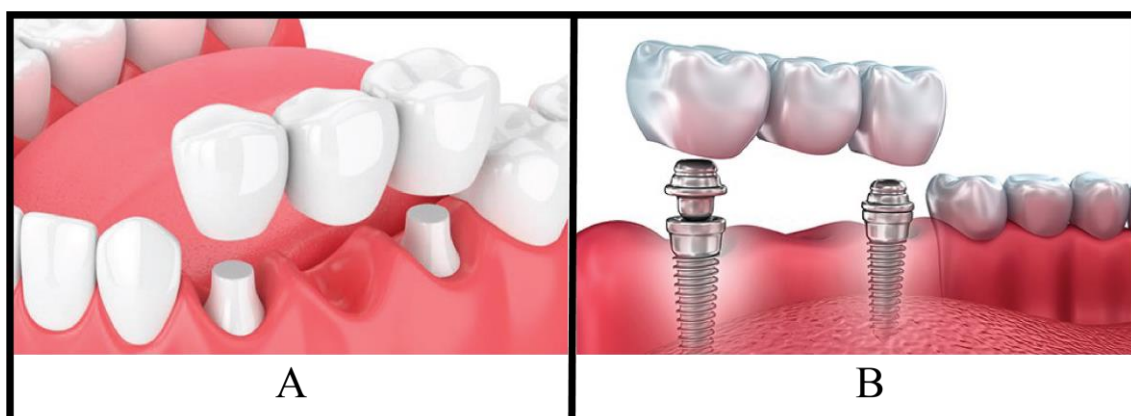


Figura 2 - Puente entre dos dientes naturales (A) y puente dental con implantes adyacentes (B). Fuente (Ferrús, 2018b)

Existen además 3 tipos de puentes dentales detallados a continuación:

- **Puente tradicional:** Este tipo de puente dental es el más común, su estructura se presenta en la Figura 2 (A). Son realizados generalmente de materiales como: zirconio, polimetilmetacrilato (PMMA), metal cerámico o resina nano cerámica. Se caracteriza por que los dientes adyacentes al espacio vacío son tallados para colocar sobre ellos las coronas dentales mediante un proceso de cementación (Hemmings & Harrington, 2004b).
- **Puente voladizo:** Esta estructura de puente dental a comparación del puente tradicional, se caracteriza porque solo requiere tallar un diente adyacente a la cavidad dental como se muestra en la Figura 3.



Figura 3 – Estructura de puente voladizo. Fuente (Ferrús, 2018b)

- **Puente Maryland:** Es una estructura de metal en la que el pónico (Diente postizo que va a reemplazar al diente perdido) se une con resina. A diferencia de los dos tipos de puentes dentales anteriores, este puente dental es utilizado para suplir dientes delanteros (Incisivos), ya que recae poca presión masticatoria (Ferrús, 2018b). El puente dental se puede observar en la figura 4.



Figura 4 – Estructura de puente Maryland. Fuente (Ferrús, 2018b)

4.3 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

La resistencia a la compresión es el esfuerzo máximo que puede soportar un material bajo una carga de aplastamiento. La resistencia a la compresión de un material que falla debido a la rotura de una fractura se puede definir, en límites bastante ajustados, como una propiedad independiente. Sin embargo, la resistencia a la compresión de los materiales que no se rompen en la compresión se define como la cantidad de esfuerzo necesario para deformar el material una cantidad arbitraria (*Mecánica De Materiales Beer Johnston 5ta ed., n.d.*). La resistencia a la compresión se calcula dividiendo la carga máxima (Figura (5)) por el área transversal original de una probeta en un ensayo de compresión como se muestra en la ecuación 1.

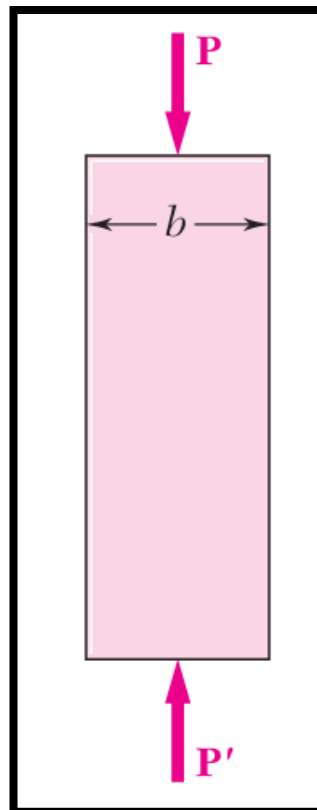


Figura 5 – Detalle un elemento sujeto a compresión. Fuente (Mecanica De Materiales Beer Johnston 5ta ed., n.d.)

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1.1)$$

Donde:

σ es el esfuerzo a la compresión, P es la fuerza aplicada y A es el área donde se aplica la fuerza.

4.4 INGENIERÍA ASISTIDA POR COMPUTADOR (CAE)

La ingeniería asistida por ordenador (CAE) consiste en el uso de software para simular el rendimiento con el objetivo de mejorar los diseños de los productos o de contribuir a la resolución de problemas de ingeniería para sectores muy diversos. Incluye la simulación, la validación y la optimización de productos, procesos y herramientas de fabricación. Un proceso típico de CAE consta de una serie de pasos de preprocesamiento, resolución y posprocesamiento. En la fase de preprocesamiento, los ingenieros modelan la geometría (o una representación del sistema) y las propiedades físicas del diseño, así como el entorno en forma de cargas o limitaciones aplicadas (Erazo-Arteaga, 2022). A continuación, el modelo se resuelve aplicando una fórmula matemática adecuada de la física subyacente. En la fase de posprocesamiento, los resultados se presentan al ingeniero para su revisión.

4.4.1 MALLADO EN ELEMENTOS FINITOS

En el análisis de los elementos finitos, uno de los procesos más importantes es el proceso de mallado. Este es un proceso en el que el objeto a analizar, se divide en pequeñas piezas llamados elementos, estos elementos a su vez poseen distintas formas según sea un análisis en 3 dimensiones o en 2 dimensiones. En 3 dimensiones los elementos generalmente son tetraédricos en cambio en los de bidimensionales son triángulos (Dutra et al., 2020). Estos elementos poseen esquinas llamados nodos como se muestra en la Figura 6, y es ahí donde se realiza todos los cálculos de las simulaciones. Por ende, el proceso de solución girará en torno a la calidad de malla, es decir a que tan buena es la unión entre estos elementos, por lo que su precisión dependerá de una buena malla.

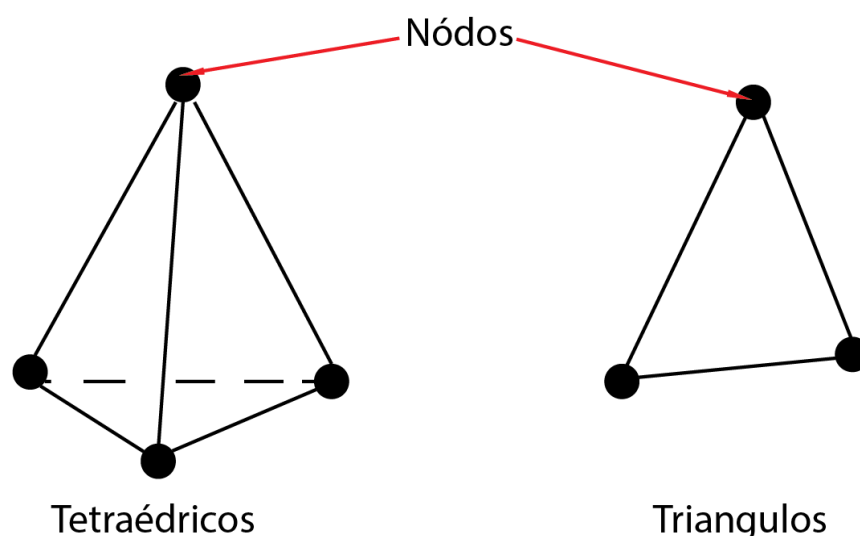


Figura 6 – Elementos tetraédrico (3D) y Triangulares (2D). Adaptado de (Dutra et al., 2020)

Uno de los principales parámetros para evaluar la calidad de Malla es el coeficiente Jacobiano y también el Skewness.

4.4.2 COCIENTE JACOBIANO

El cociente Jacobiano mide la deformación en una zona de curvatura en donde se evalúa la desviación de un elemento generado con respecto a la de un elemento ideal, el rango del valor Jacobiano varía de -1.0 hasta 1.0, en el cual si un valor se acerca a 1.0 o es igual quiere decir que es un elemento con forma ideal, mientras que si se acerca a -1 quiere decir que el elemento no tiene similitud en ninguna forma con el elemento deseado (*Cómo validar un mallado en elementos finitos / SAMAT, 2024*).

Cociente Skewness

El cociente Skewness o factor de asimetría de similar forma al Jacobiano, mide la calidad de malla, determinando que tan cerca del ideal (equilátero o equiángulo) está una cara o celda. A continuación, en la tabla 1 podemos observar los valores

en los que se mide la calidad de malla (*Cómo validar un mallado en elementos finitos* / SAMAT, 2024).

Tabla 1 – Calidad de Malla según cociente de Skewness. Adaptado de (Hatem et al., 2022)

Cociente de Skewness	Calidad de celda
1	Degenerada
0.9 - <1	Mala
0.75 – 0.9	Pobre
0.5 – 0.75	Aceptable
0.25 – 0.5	Buena
>0 – 0.25	Excelente
0	Ideal

Según la definición de asimetría, un valor de 0 indicaría una celda equilateralo lo que significa que es buena, mientras que un valor de 1 indicaría una celda completamente degenerada. Las celdas degeneradas se caracterizan por nodos que son casi coplanares (colineales en 2D). Las caras y celdas muy sesgadas son inaceptables porque las ecuaciones que lo resuelven suponen que las celdas son relativamente equiláteras/equiangulares (Hatem et al., 2022).

5. MATERIALES Y METODOLOGÍA

Para el cumplimiento de los objetivos mencionados, se procederá a realizar una investigación del tipo correlacional a través del análisis del comportamiento a compresión de un puente dental mediante simulación e información experimental realizado previamente. El trabajo se realizará en las siguientes fases descritas a continuación.

5.1.1 DESCRIPTIVA

Se realiza un estudio descriptivo para recoger información acerca de las principales propiedades de los materiales que serán simulados en software CAE.

5.1.2 EXPLORATORIA

Se lleva a cabo un estudio exploratorio para comprender el proceso de simulación de un puente dental sometido a cargas de compresión.

5.1.3 CORRELACIONAL

Consta de un estudio correlacional para asociar valores resultantes de los ensayos previos en el puente dental sometido a compresión, con resultados de simulación obtenidos mediante software CAE.

5.1.4 ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LA INFORMACIÓN

Se procede a realizar un análisis comparativo de los valores obtenidos de los ensayos experimentales con los valores obtenidos en simulación y de esta manera poder interpretar la precisión y la confiabilidad que se tiene con un software de simulación CAE.

5.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

5.2.1 PREPROCESAMIENTO DEL PUENTE DENTAL

A continuación, en la Figura 7 se presenta el esquema a seguir para el preprocesamiento digital del puente dental a simular.

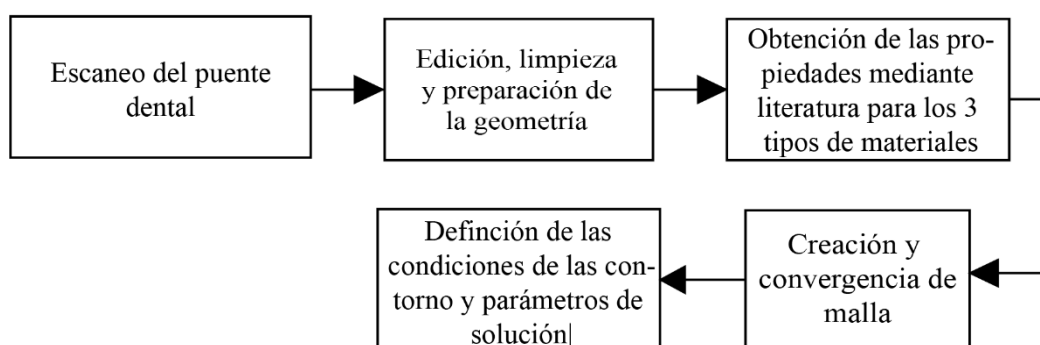


Figura 7 – Metodología para el preprocesamiento del análisis de elementos finitos (FEA). Fuente Autor

En concordancia con la literatura consultada y los resultados experimentales con los que se cuentan, se procedió a simular 3 tipos de materiales de importancia, utilizados en puentes dentales, los mismos que se detallan en la tabla 2. A continuación, en la Figura 8, se presenta el puente dental escaneado inicialmente, utilizado en el proyecto.

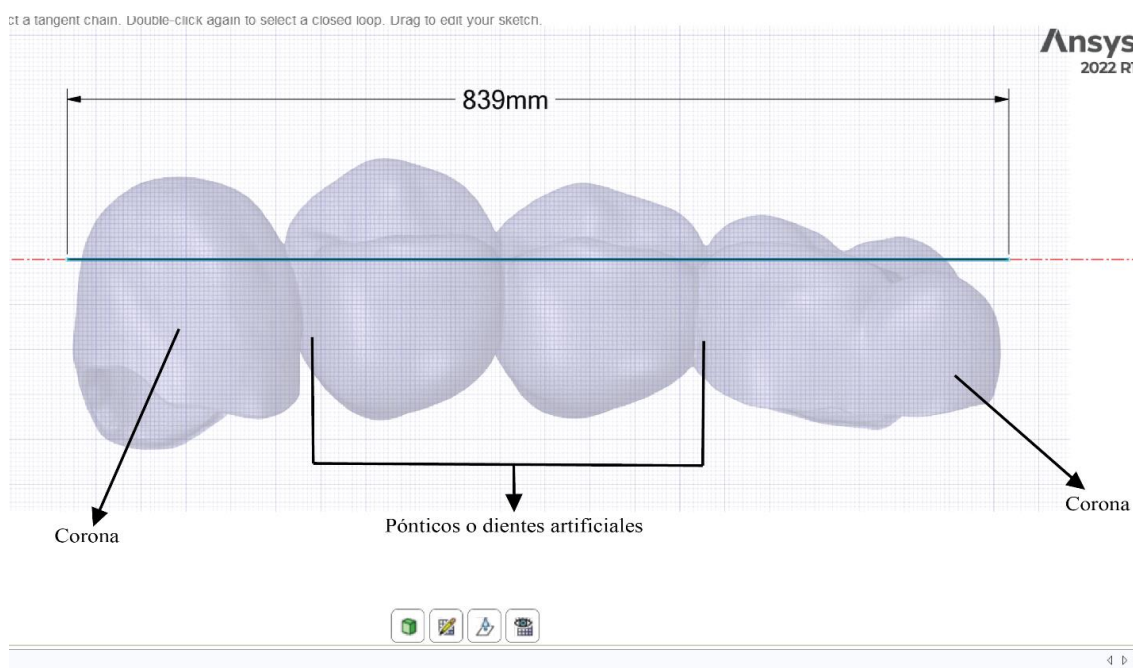


Figura 8 – Puente dental escaneado utilizado para el proyecto. Fuente Autor

Para el preprocesamiento se partió de un puente dental escaneado, como se muestra en la figura 8, como se aprecia, el detalle aquí es que este elemento escaneado requiere un análisis de escala, el puente dental posee un tamaño longitudinal de alrededor de 839 mm , el mismo que analizado con el tamaño real del puente dental que se realizó en los ensayos experimentales, posee un tamaño de alrededor de 34 mm . Utilizando el módulo de Space Claim de Ansys, se realizó una reducción de escala, mediante la relación de escala, se encontró un factor de 0.04 , con lo cual tenemos una medida final de 34.21 mm en la escala final del puente, como se muestra en la figura 9. Además, se realizó un proceso de suavizado con la finalidad de obtener una superficie más controlable para el posterior mallado del elemento y posterior con la herramienta de “Shrinkwarp” se crea un tipo envoltorio que cubre completamente todo tipo de imperfección o vacíos producidos por el escaneo 3D que es propio de este proceso.



Figura 9 – Puente dental con medida y tratamiento superficial final para el proceso de análisis. Fuente Autor

Con la finalidad de obtener un detalle más preciso, se construyó en Space Claim con la ayuda de una operación booleana, una base para soporte del pónico, ya que como se muestra en la Figura 10 (A) y (B) tanto en la experimental como en la

simulación se requiere tener la similitud mas cercana entre los dos casos. Finalmente, para simular la superficie de contacto que realiza el indentador sobre el puente dental, se construyó una esfera con el diámetro de la punta del mismo (detalle C en figura (A)) y luego se procedió a marcar la superficie de contacto en donde se aplicará la carga simulando a la del indentador en el ensayo experimental (detalle D) en figura (A)).

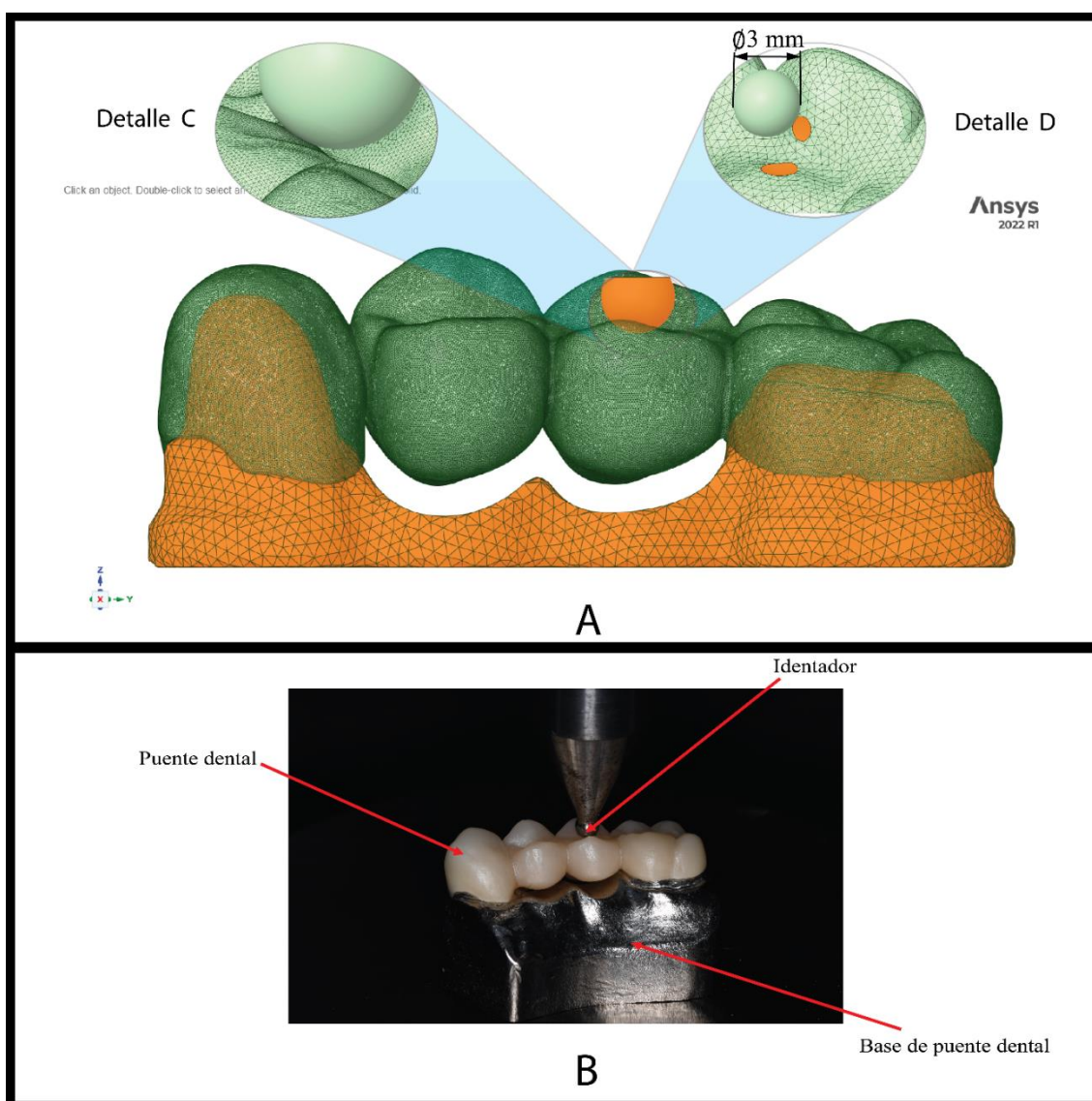


Figura 10 – Estructura final de puente dental (A), Ensayo experimental (B). Fuente Autor

Para el trabajo se utilizó 3 tipos de materiales de análisis, los cuales se detallan en la tabla 2. En esta tabla se presentan los distintos esfuerzos y densidades de los materiales, obtenidos de los catálogos técnicos y de literatura. Estos datos fueron

cargados en el software Ansys como condiciones de entrada para la solución de simulación.

Tabla 2 – Propiedades físicas y mecánicas de los materiales a simular. Fuente Autor

MATERIAL	Densidad (kg/m^3)	Coefficiente Poisson	Módulo de Young (GPa)	Cita
Zirconio (Zr O ²)	5900	0.24	3.9	(Alghazzawi et al., 2024)
Polimetilmetacrilato (PMMA)	1200	0.38	1.24	(de Oliveira Limírio et al., 2022)
Resina SprintRay (OnX)	2000	0.28	7.98	(“SprintRay 3D Printing Materials Library,” n.d.)

Para el proceso de creación y convergencia de malla, se procedió con creación de malla por default en el software como se muestra en la figura 11, obteniendo un Skwenes de 0.41 y tamaño de malla de 2.33 mm , por ende, se procedió a una convergencia, mejorando el tamaño de malla con un tamaño 0.2 mm .

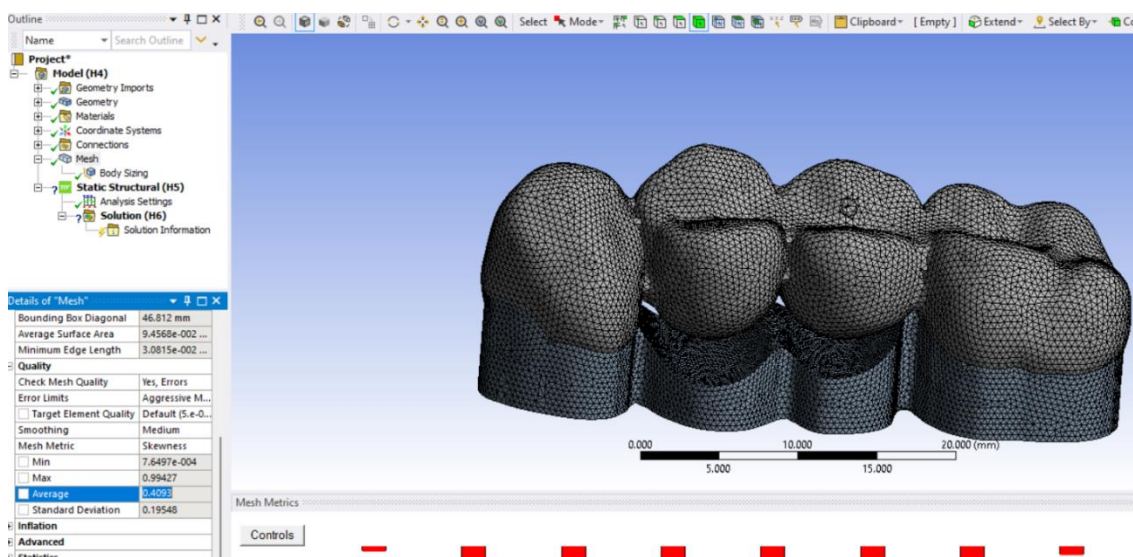


Figura 11 – Mallado por default en Ansys previo a convergencia de malla

En la tabla 3 se presenta la convergencia de malla y la gráfica de la misma en la figura 12. Obteniendo un valor de Skweness de 0.22. Este valor de 0.22 de Skewness está en el rango de calidad excelente con lo cual se establece para la simulación del post proceso.

Tabla 3 – Convergencia de malla para el puente dental de Zirconio. Fuente Autor

Tamaño de elemento	Número de nodos	Fuerza de reacción (N)	Error (%)	Skewness
2.3	1.68×10^5	1148.8	-	0.417
2.0	1.69×10^5	1148.8	0.0	0.413
1.7	1.70×10^5	1147.5	-1.1	0.409
1.4	1.74×10^5	1147.3	-2.0	0.399
1.1	1.85×10^5	1147.3	0.0	0.372
0.9	2.05×10^5	1145.0	-20.0	0.341
0.7	2.75×10^5	1141.3	-32.0	0.285
0.5	5.37×10^5	1118.3	-20.2	0.23
0.3	7.58×10^5	1117.3	-9.0	0.22
0.2	1.03×10^6	1116.8	-4.0	0.22

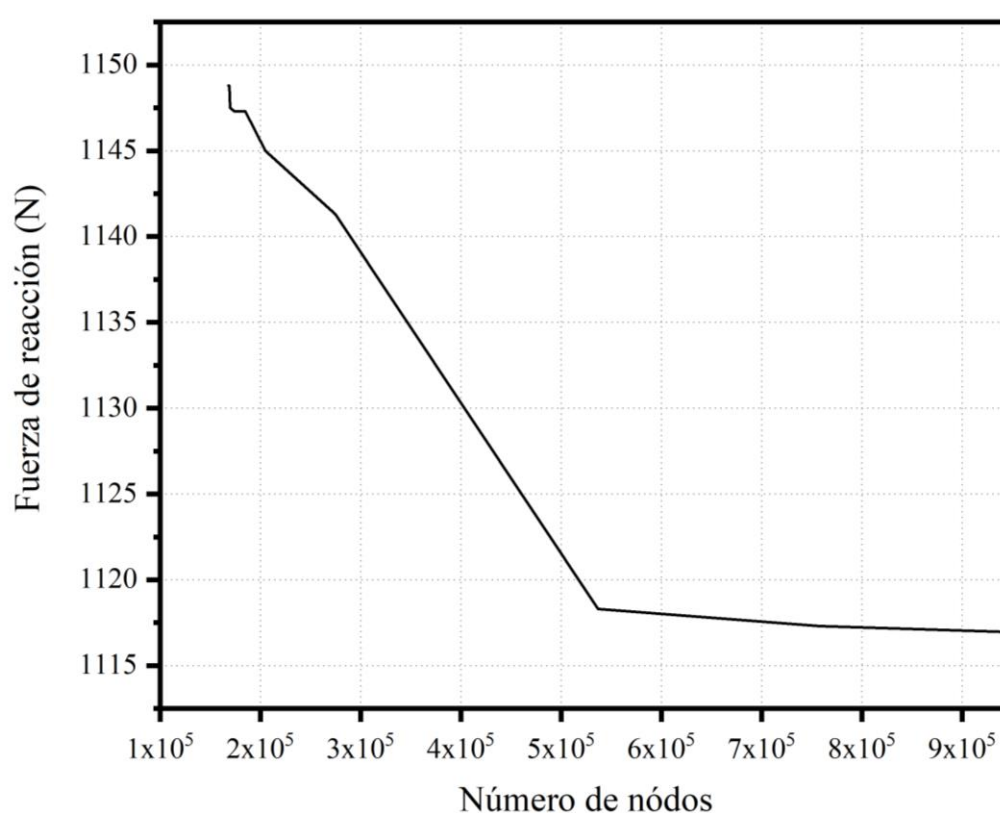


Figura 12 – Gráfica de convergencia de malla para el puente dental de Zirconio. Fuente Autor

Se estableció las condiciones de contorno, las mismas se establecieron como soporte fijo la base del soporte del pónico, y se estableció el valor de desplazamiento en el eje Z como condición de entrada. El desplazamiento fue establecido como condición inicial con la finalidad de obtener una fuerza de reacción total en el puente dental, debido a que en los valores experimentales como el esfuerzo se calcularon a partir de un área ideal ya que el puente al tener una geometría un poco compleja, no es posible obtener con exactitud el área transversal

de soporte. Por ende, en la figura 13 podemos apreciar los valores de condición de entrada en las tres simulaciones, mientras que en la tabla 4 se detallan los valores ingresados para los tres tipos de materiales que se han estudiado. Estos valores están acorde a los valores promedios obtenidos en los resultados experimentales.

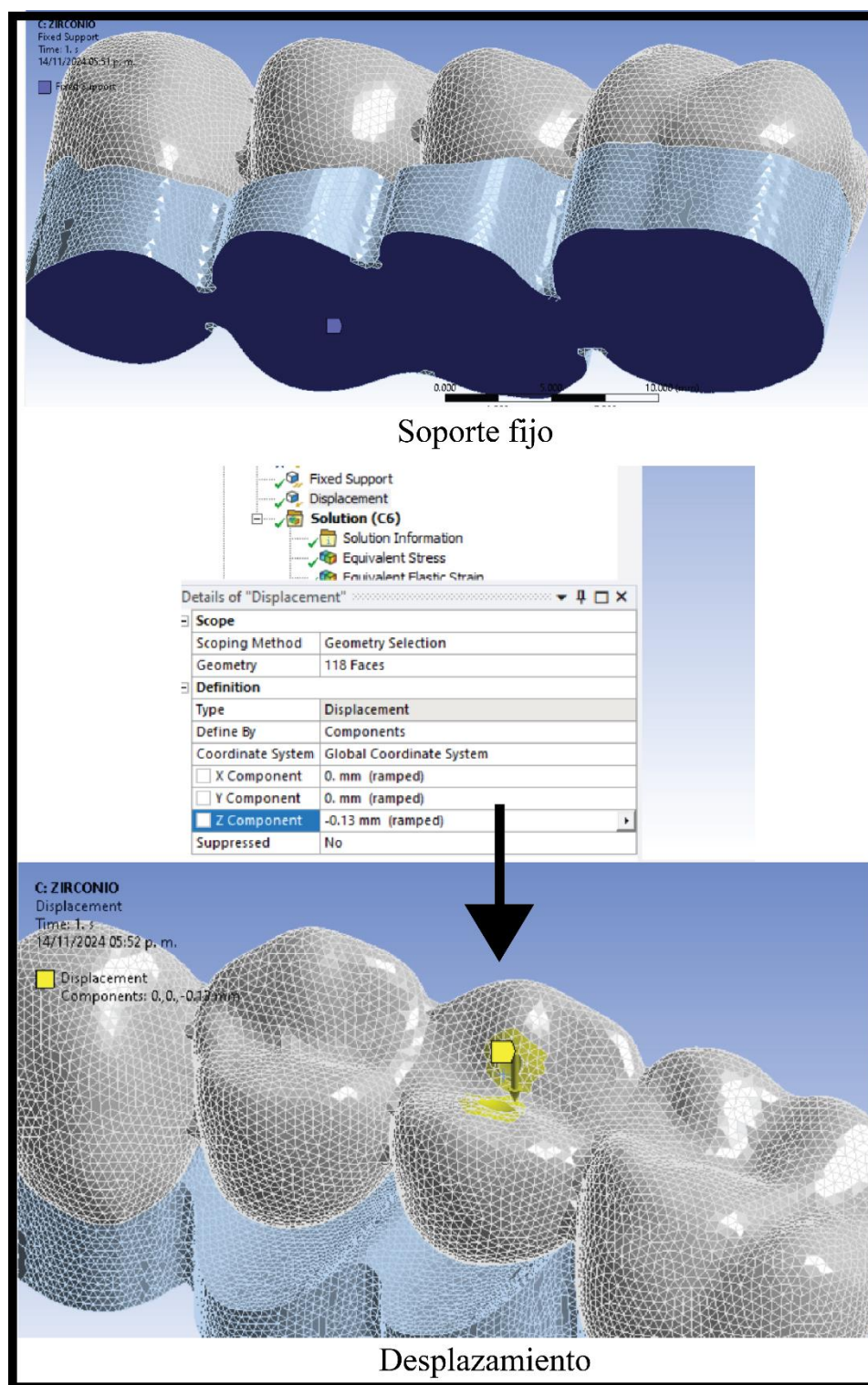


Figura 13 – Condiciones de contorno para la simulación. Fuente Autor

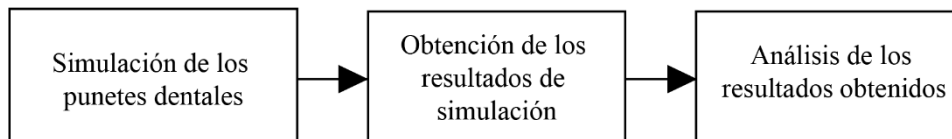
Tabla 4 – Desplazamientos ingresados para los tres tipos de materiales. Fuente Autor

Material	Desplazamiento (mm)
Zirconio (Zr O ²)	0.13
Polimetilmetacrilato (PMMA)	1.63
Resina SprintRay (OnX)	0.28

Finalmente, como parámetros de solución fueron establecidos las fuerzas de reacción en el sentido del desplazamiento aplicado, además se obtuvo las deformaciones totales y también los esfuerzos equivalentes en los puntos más críticos del pónico.

5.2.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE SIMULACIÓN

En la figura 14 se presenta la metodología llevada a cabo para el análisis de los resultados de las simulaciones realizadas en los tres tipos de materiales de los puentes dentales.

*Figura 14 – Metodología para el análisis de resultados de simulación. Fuente Autor*

6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

6.1 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN

La simulación se realizó en los tres tipos de materiales establecidos en la sección de metodología. Las simulaciones se llevaron a cabo utilizando el software ANSYS WORKBENCH 2022 R1. En la tabla 5 se presentan los resultados obtenidos para los tres puentes dentales, en la cual se detalla los desplazamientos y las fuerzas de reacción, encontradas. En las figura 15 (A), (B) y (C) se muestra los desplazamientos ingresados, en tanto que en las figura 15 (D), (E) y (C) la dirección de la fuerza resultante obtenida en la simulación.

Tabla 5 – Resultados de las fuerzas experimentales. Fuente Autor

Material	Desplazamiento	Fuerza de reacción
	(mm)	(N)
Zirconio	0.13	1149.30
PMMA	1.63	2343.00
OnX	0.28	95.23

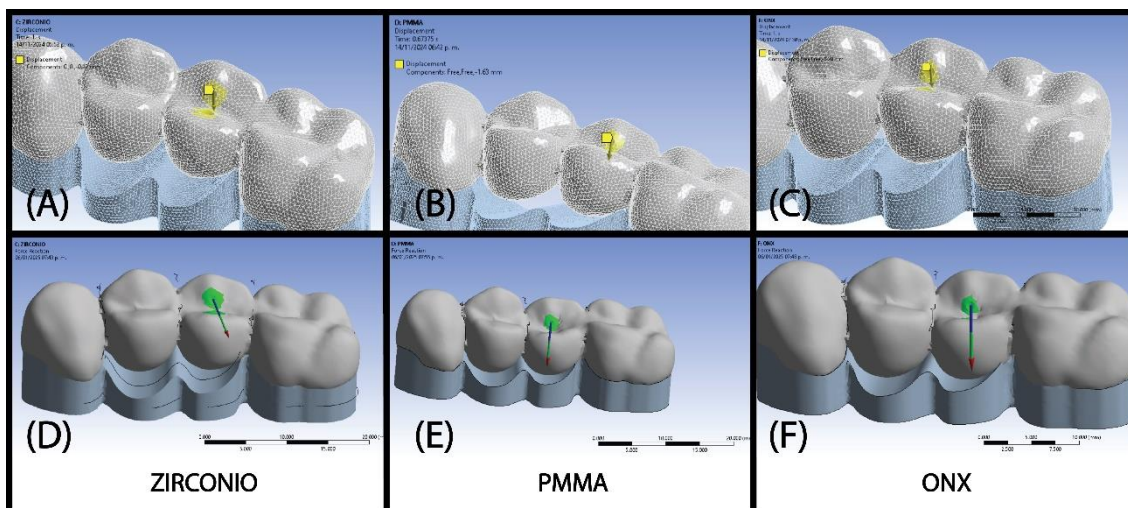
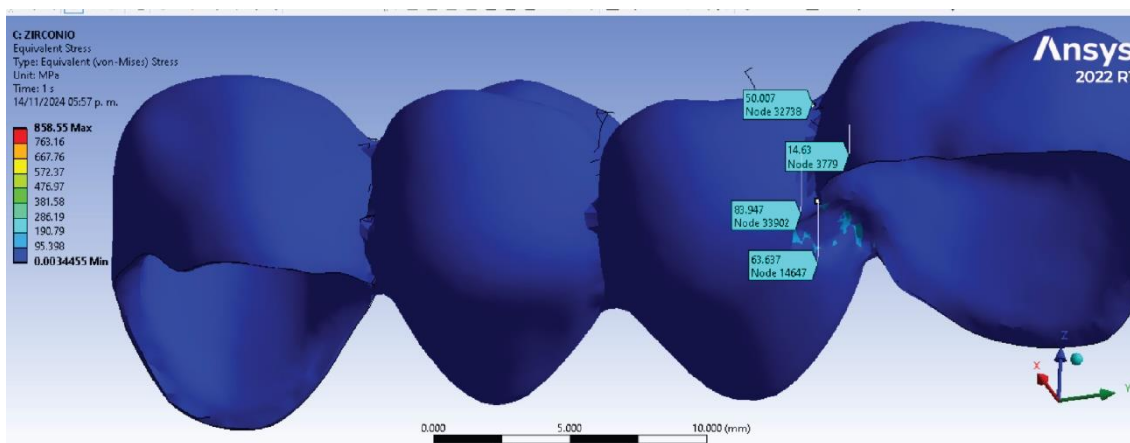
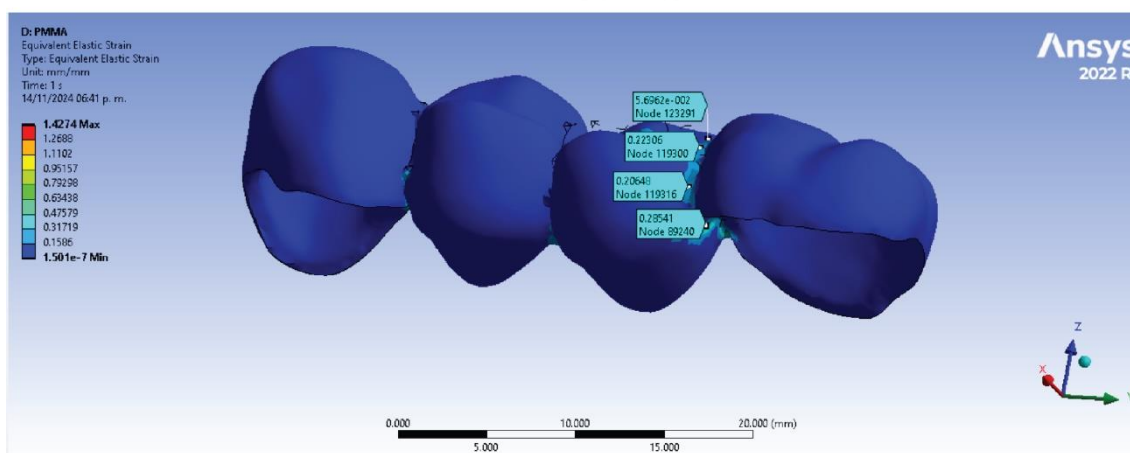


Figura 15 – Desplazamiento y fuerzas de reacción de los materiales Zirconio, PMMA y ONX. Fuente Autor

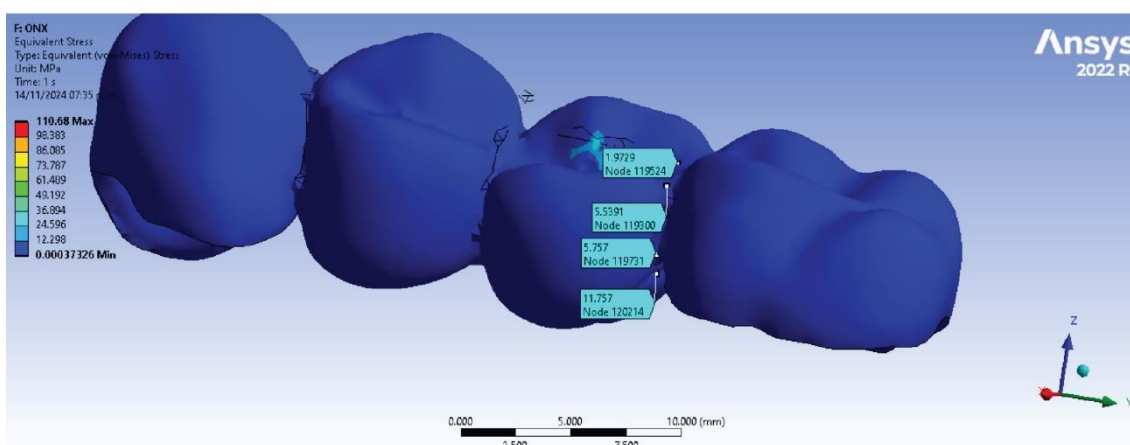
Además, en las figuras 16 se puede apreciar los esfuerzos en las zonas en las que el material sufrió mayor concentración de esfuerzos, para lo cual se detallará más la zona en la que se fracturó el material en el ensayo experimental realizado previo a este estudio.



ZIRCONIO



PMMA



ONX

Figura 16 – Esfuerzos en el puente dental de los materiales Zirconio, PMMA y ONX. Fuente Autor

Finalmente, también se obtuvo las zonas principales en las que se obtuvo mayores deformaciones, en la figura 17 podemos apreciar que estas deformaciones se

generan mayormente en la zona en la que se establece la carga, es decir sobre los púnticos o dientes artificiales.

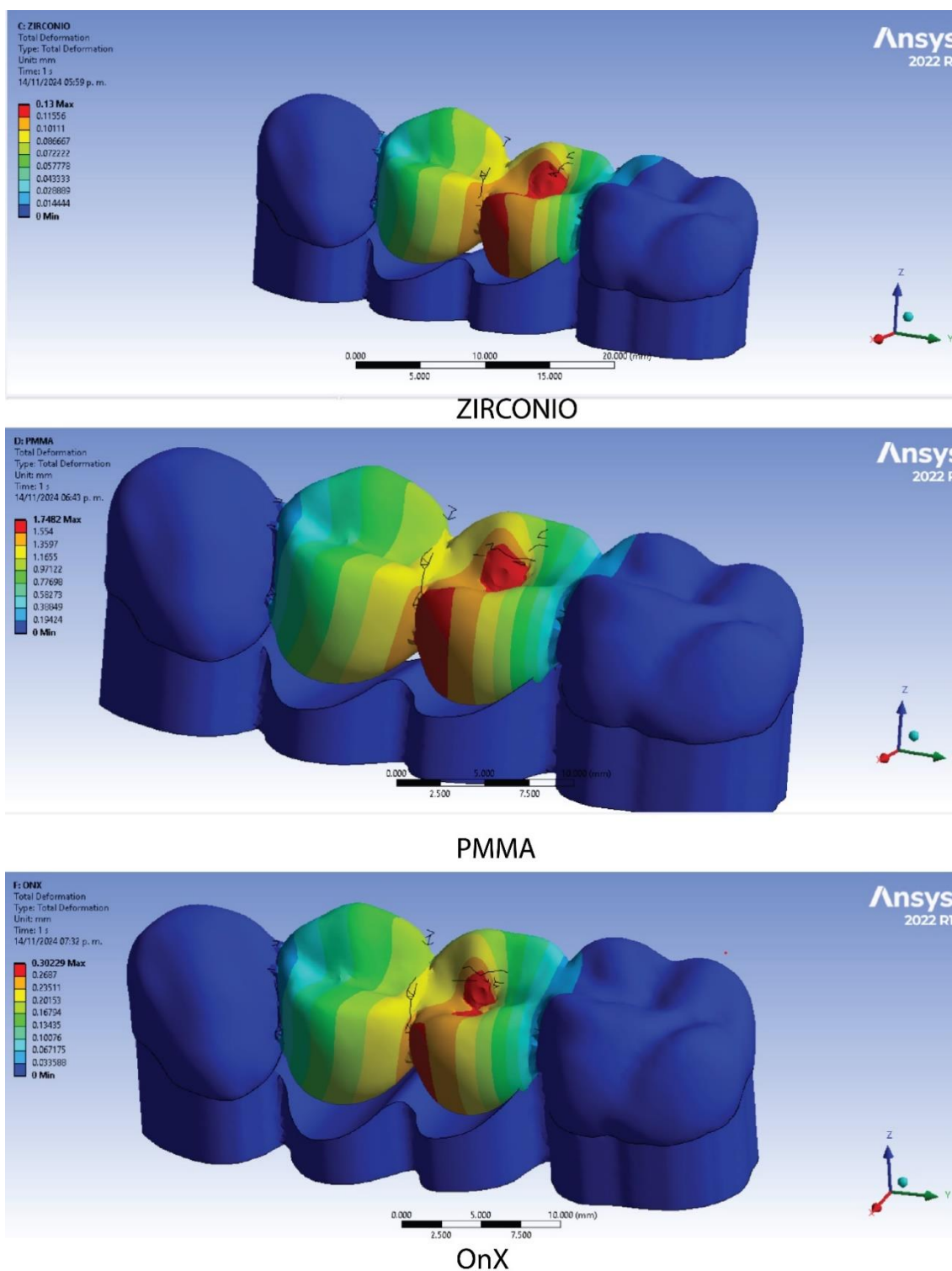


Figura 17 – deformaciones en los puentes dentales. Fuente Autor

Acorde a los resultados obtenidos, se procede a compararlos con los valores experimentales promedios, para lo cual, en la tabla 6 se aprecia los valores de desplazamientos y fuerzas de reacción obtenidos experimentalmente.

Tabla 6 – Resultados de simulación. Fuente Autor

Material	Desplazamiento	Fuerza resultante
	(mm)	(N)
Zirconio (Zr O ²)	0.139	1107.63
Polimetilmetacrilato (PMMA)	1.63	2104.73
Resina SprintRay (OnX)	0.289	86.12

En la tabla 7 podemos observar la comparativa entre los valores experimentales vs los de simulación con respecto a la fuerza resultante, en la cual también observamos los porcentajes de error que existe entre los dos resultados.

Tabla 7 – Comparativa de resultados de simulación con los experimentales. Fuente Autor

Material	Simulación	Experimental	Error
	(N)	(N)	(%)
Zirconio (Zr O ²)	1107.63	1149.30	3.62
Polimetilmetacrilato (PMMA)	2104.73	2343.00	10.17
Resina SprintRay (OnX)	86.12	95.23	9.56

Como se puede apreciar los valores de error están dentro de un rango del 10 %, teniendo un porcentaje muy bajo en el material del zirconio de 3.62%, mientras que el mayor error nos da en el material PMMA con 9.56%. Existen algunos factores que pueden afectar en la precisión de los resultados entre los experimentales y los de simulación, en la introducción de las propiedades mecánicas en el software, principalmente al no tener una completa información de las mismas como los módulos elásticos en las diferentes direcciones, ya que se ha introducido valores principales que se obtuvieron del catálogo y en literatura. Otro factor es la calidad del preprocesamiento y mallado del modelo a simular, como se observó en la tabla 2 de convergencia de malla, podemos apreciar que mientras mejora su calidad, el valor de fuerza resultante también se acerca al valor experimental.

Con estos valores de confiabilidad, podemos analizar las zonas de concentración de esfuerzos en la simulación, como podemos observar en la figura 17 para el material del zirconio se puede predecir que la rotura del material se dará en la zona en la que se encuentra marcado los valores de esfuerzos, ya que en esta zona se presentan los mayores valores y además es una zona de unión del puente dental por lo que es muy posible que la rotura sea en esta zona. También se pueden observar estas concentraciones para los materiales del PMMA y el OnX en las figuras 16 respectivamente.

7. CONCLUSIONES

Acorde a la investigación realizada en concordancia con los objetivos planteados en el presente proyecto técnico de investigación, se puede concluir lo siguiente:

- El uso de ingeniería asistida por computador (CAE), es una herramienta versátil y muy útil a la hora de estudiar nuevos materiales y que mediante el análisis por elementos finitos (FEA) provee de resultados muy cercanos a los que se puede obtener si se realizan pruebas experimentales reales.
- Las herramientas computacionales tanto en el campo médico como en distintos campos en general nos permiten ahorrar dinero y tiempo, donde realizar un ensayo experimental depende de un valor confiable el cual proviene de numerables ensayos que brinden la fiabilidad mediante análisis estadísticos.
- El aplicar herramientas de simulación como el Ansys en el campo médico de la odontología, nos permite predecir con bastante exactitud el punto de falla de una prótesis dental, su resistencia a las fuerzas de oclusión y su deformación.
- La resistencia de una prótesis dental depende en gran medida de la resistencia del material, en este caso de estudio se ha observado que un material con mayor dureza, posee menor resistencia a una fuerza de oclusión y a su vez es más frágil por ende no presenta gran deformación, llegando a fracturarse o a fallar.

REFERENCIAS

- Alhazzawi, T. F., Janowski, G. M., & Eberhardt, A. W. (2024). An experimental study of flexural strength and hardness of zirconia and their relation to crown failure loads. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(2), 320–328.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.04.005>
- Al-Rafee, M. A. (2020). The epidemiology of edentulism and the associated factors: A literature Review. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 9(4), 1841.
https://doi.org/10.4103/jfmmpc.jfmmpc_1181_19
- American cancer society. (2020). *Prótesis*.
<https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-sekundarios/efectos-sekundarios-fisicos/protesis.html>
- Associations Between Tooth Loss, With or Without Dental Prostheses, and Malnutrition Risk in Older Adults: A Systematic Review | Request PDF. (2024). *ResearchGate*. <https://doi.org/10.1097/TIN.0000000000000077>
- Avetisyan, A., Markaryan, M., Rokaya, D., Tovani-Palone, M. R., Zafar, M. S., Khurshid, Z., Vardanyan, A., & Heboyan, A. (2021). Characteristics of Periodontal Tissues in Prosthetic Treatment with Fixed Dental Prostheses. *Molecules*, 26(5), Article 5. <https://doi.org/10.3390/molecules26051331>
- Cómo validar un mallado en elementos finitos | SAMAT. (2024, February 12).
<https://ingenieriasamat.es/blog/como-crear-buen-mallado-elementos-finitos/>
- Craddock, H. L. (2009). Consequences of Tooth Loss: 1. The Patient Perspective – Aesthetic and Functional Implications. *Dental Update*, 36(10), 616–619.
<https://doi.org/10.12968/denu.2009.36.10.616>

- de Oliveira Limírio, J. P. J., Gomes, J. M. de L., Alves Rezende, M. C. R., Lemos, C. A. A., Rosa, C. D. D. R. D., & Pellizzer, E. P. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin – A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 1221–1229.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.018>
- Della Bona, Á., Borba, M., Benetti, P., Duan, Y., & Griggs, J. A. (2013). Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *Journal of Dentistry*, 41(5), 412–419.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.02.014>
- Dikova, T., & Vasilev, T. (2019). Bending fracture of Co-Cr dental bridges, produced by additive technologies: Simulation analysis and test. *Engineering Fracture Mechanics*, 218, 106583. <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2019.106583>
- Douglass, C. W., Shih, A., & Ostry, L. (2002). Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(1), 5–8. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.121203>
- Dutra, T. A., Ferreira, R. T. L., Resende, H. B., Guimarães, A., & Guedes, J. M. (2020). A complete implementation methodology for Asymptotic Homogenization using a finite element commercial software: Preprocessing and postprocessing. *Composite Structures*, 245, 112305.
<https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2020.112305>
- Edentulismo: Qué es, causas y tratamiento. (2021, July 6). *Ruano Policlínica Dental*.
<https://ruanopoliclinicadental.com/edentulismo-que-es-causas-y-tratamiento/>

- Erazo-Arteaga, V. A. (2022). El diseño, la manufactura y análisis asistido por computadora (CAD/CAM/CAE) y otras técnicas de fabricación digital en el desarrollo de productos en América Latina. *Información Tecnológica*, 33(2), 297–308. <https://doi.org/10.4067/S0718-07642022000200297>
- Ferrús, D. J. (2018a, August 30). *Puentes dentales: ¿cómo funcionan y cuántos tipos hay?* Ferrus&Bratos. <https://www.clinicaferrusbratos.com/puentes-dentales/tipos-de-puentes/>
- Ferrús, D. J. (2018b, August 30). *¿Qué son y qué tipos de puentes dentales hay?* Ferrus&Bratos. <https://www.clinicaferrusbratos.com/puentes-dentales/tipos-de-puentes/>
- Fueki, K., Kimoto, K., Ogawa, T., & Garrett, N. R. (2007). Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(6), 470–477. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60147-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60147-4)
- Gupta, A., Felton, D. A., Jemt, T., & Koka, S. (2019a). Rehabilitation of Edentulism and Mortality: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 526–535. <https://doi.org/10.1111/jopr.12792>
- Gupta, A., Felton, D. A., Jemt, T., & Koka, S. (2019b). Rehabilitation of Edentulism and Mortality: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 526–535. <https://doi.org/10.1111/jopr.12792>
- Hatem, G., Zeidan, J., Goossens, M., & Moreira, C. (2022). NORMALITY TESTING METHODS AND THE IMPORTANCE OF SKEWNESS AND KURTOSIS IN STATISTICAL ANALYSIS. *BAU Journal - Science and Technology*, 3(2). <https://doi.org/10.54729/KTPE9512>

Hemmings, K., & Harrington, Z. (2004a). Replacement of Missing Teeth with Fixed Prostheses. *Dental Update*, 31(3), 137–141.

<https://doi.org/10.12968/denu.2004.31.3.137>

Hemmings, K., & Harrington, Z. (2004b). Replacement of Missing Teeth with Fixed Prostheses. *Dental Update*, 31(3), 137–141.

<https://doi.org/10.12968/denu.2004.31.3.137>

Mecanica De Materiales Beer Johnston 5ta ed. (n.d.). Retrieved November 24, 2024, from <http://archive.org/details/mecanica-de-materiales-beer-johnston>

Motta, A. B., Pereira, L. C., Duda, F. P., & Anusavice, K. J. (2014). Influence of Substructure Design and Occlusal Reduction on the Stress Distribution in Metal Ceramic Complete Crowns: 3D Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 23(5), 381–389. <https://doi.org/10.1111/jopr.12119>

Okada, R., Asakura, M., Ando, A., Kumano, H., Ban, S., Kawai, T., & Takebe, J. (2018). Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(3), 287–292.

<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.10.003>

Paredes Balseca, J. C., Granda Macías, L. A., Peñaloza Perez, N. X., Miranda Coello, K.

C., Paredes Balseca, J. C., Granda Macías, L. A., Peñaloza Perez, N. X., & Miranda Coello, K. C. (2023). Sistema CAD/CAM en la confección de prótesis totales dentales. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 42.

http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0864-03002023000100020&lng=es&nrm=iso&tlng=es

Puyuelo, C. D. (2021, June 22). ¿Qué Es Un Puente Dental Fijo? Ventajas y Desventajas - Clínica Puyuelo. *Clínica Dental Puyuelo*.

<https://www.clinicapuyuelo.es/blog/que-es-un-puente-dental-fijo-y-para-que-sirve/>

SprintRay 3D Printing Materials Library. (n.d.). *SprintRay Inc.* Retrieved November 24, 2024, from <https://sprintray.com/dental-3d-printing-materials/>

Superprof. (n.d.). *¿Que es la combinatoria? | Superprof.* Material Didáctico - Superprof. Retrieved December 18, 2022, from <https://www.superprof.es/apuntes/escolar/matematicas/probabilidades/combinatoria/combinatoria.html/>

Zelig, R., Touger-Decker, R., Chung, M., & Byham-Gray, L. (2016). Associations Between Tooth Loss, With or Without Dental Prostheses, and Malnutrition Risk in Older Adults. *Topics in Clinical Nutrition*, 31(3), 232–247.
<https://doi.org/10.1097/TIN.0000000000000077>