



**Facultad De Ciencias De La Salud**

**Tema:**

**Nivel de estrés radicular, en restauración indirectas de composite y disilicato de litio,  
mediante elementos finitos**

**Tesis Para para la obtención de Título de especialidad en “Rehabilitación Oral e  
Implanto Soportado”**

**Presentado por:**

Edison Rodrigo Guamaní Cayo

**Tutor:**

Ana del Carmen Armas Vega

Quito, junio de 2025

## Resumen

**Introducción:** Las restauraciones tipo overlay son una opción conservadora para restaurar molares preservando la estructura dental. El disilicato de litio y el composite fresado presentan diferencias biomecánicas que pueden influir en la distribución de tensiones y en la resistencia del diente restaurado. El análisis de elementos finitos (FEA) permite evaluar estos efectos bajo condiciones de carga funcional. **Objetivo:** Comparar la distribución de tensiones y deformaciones en restauraciones overlay de disilicato de litio y composite fresado mediante análisis de elementos finitos. **Material y métodos:** Se generaron modelos tridimensionales de molares mandibulares restaurados con overlays de 2 mm de espesor en disilicato de litio y composite fresado, además de un grupo control. Se aplicó una carga axial de 300 N en cinco puntos de contacto oclusal y se analizaron los esfuerzos de Von Mises y la deformación máxima en la interfase restauración-estructura dental. **Resultados:** El disilicato de litio presentó los mayores esfuerzos de Von Mises (75.9 MPa) y la menor deformación (0.0152 mm), mientras que el composite fresado mostró esfuerzos menores (60.2 MPa) y mayor deformación (0.0307 mm). El diente intacto presentó los valores más bajos de esfuerzo (45.3 MPa) con una deformación intermedia (0.0225 mm). **Conclusión:** El disilicato de litio presenta mayor resistencia, pero transfiere más tensiones a la raíz del diente, mientras que el composite fresado absorbe mejor las cargas oclusales, pero con mayor deformación. Estos resultados pueden orientar la selección de materiales en restauraciones indirectas según las necesidades biomecánicas del paciente.

**Palabras clave:** ANÁLISIS DE ESTRÉS DENTAL, MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, OVERLAYS DENTALES, BIOMECÁNICA DENTAL.

### **Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos**

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

Edison Rodrigo Guamani Cayo

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'ER Guamani Cayo', written over a horizontal line.

1717068165

## **Dedicatoria**

Mi tesis la dedico a mi amada Madre Rosita, que con su demostración de mujer ejemplar me ha enseñado a no desfallecer ante nada y siempre perseverar a través de sus sabios consejos.

A mi entrañable padre, por guiar mis pasos, darme siempre su luz en mi largo caminar y cuidarme desde el cielo.

A mis hermanos y sus bendiciones que han estado apoyando en todo momento que a pesar de las adversidades siempre hemos salido adelante.

También dedico este proyecto de investigación a mi esposa, mi Janeth que ha estado ahí desde que empezamos esta hermosa profesión.

Edison Rodrigo Guamaní Cayo

## Índice

Resumen.....	2
Dedicatoria.....	4
Índice.....	5
Índice De Figuras.....	6
Índice De Tablas.....	7
Resumen.....	8
Abstract.....	9
Introducción.....	10
Metodología.....	11
Propiedades mecánicas.....	13
Obtención de modelo geométrico 3D.....	14
Mallado.....	15
Condiciones de contorno y cargas aplicadas.....	18
Hallazgos.....	21
Discusión.....	27
Conclusiones.....	29
Referencias.....	30

## Índice De Figuras

<b>Figura 1.</b> Conversión de modelo STL a sólido en Ansys. ....	15
<b>Figura 2.</b> Mallado aplicado al modelo sólido del diente restaurado. ....	17
<b>Figura 3.</b> Gráfica de convergencia de la malla: relación entre el número de elementos y el esfuerzo de Von Mises. ....	18
<b>Figura 4.</b> Configuración de condiciones de contorno y cargas aplicadas en el modelo tridimensional del diente restaurado. ....	20
<b>Figura 5.</b> Distribución de las deformaciones máximas en los diferentes grupos experimentales. ....	24
<b>Figura 6.</b> Distribución de los esfuerzos máximos de Von Mises en los diferentes grupos experimentales. ....	25

## Índice De Tablas

<b>Tabla 1.</b> Propiedades mecánicas .....	14
<b>Tabla 2.</b> Análisis de convergencia de la malla.....	16
<b>Tabla 3.</b> Condiciones de contorno y cargas aplicadas en el análisis de elementos finitos.....	19
<b>Tabla 4.</b> Esfuerzo máximo de Von Mises y deformación máxima por zona en los diferentes grupos experimentales. ....	23
<b>Tabla 5.</b> Análisis estadístico ANOVA de los esfuerzos de Von Mises y la deformación máxima.....	27

## **NIVEL DE ESTRÉS RADICULAR, EN RESTAURACIÓN INDIRECTAS DE COMPOSITE Y DISILICATO DE LITIO, MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**

Edison Rodrigo Guamani Cayo

edison\_31101989@hotmail.com

### **Resumen**

**Introducción:** Las restauraciones tipo overlay son una opción conservadora para restaurar molares preservando la estructura dental. El disilicato de litio y el composite fresado presentan diferencias biomecánicas que pueden influir en la distribución de tensiones y en la resistencia del diente restaurado. El análisis de elementos finitos (FEA) permite evaluar estos efectos bajo condiciones de carga funcional. **Objetivo:** Comparar la distribución de tensiones y deformaciones en restauraciones overlay de disilicato de litio y composite fresado mediante análisis de elementos finitos. **Material y métodos:** Se generaron modelos tridimensionales de molares mandibulares restaurados con overlays de 2 mm de espesor en disilicato de litio y composite fresado, además de un grupo control. Se aplicó una carga axial de 300 N en cinco puntos de contacto oclusal y se analizaron los esfuerzos de Von Mises y la deformación máxima en la interfase restauración-estructura dental. **Resultados:** El disilicato de litio presentó los mayores esfuerzos de Von Mises (75.9 MPa) y la menor deformación (0.0152 mm), mientras que el composite fresado mostró esfuerzos menores (60.2 MPa) y mayor deformación (0.0307 mm). El diente intacto presentó los valores más bajos de esfuerzo (45.3 MPa) con una deformación intermedia (0.0225 mm).

**Conclusión:** El disilicato de litio presenta mayor resistencia, pero transfiere más tensiones a la raíz del diente, mientras que el composite fresado absorbe mejor las cargas oclusales, pero con mayor deformación. Estos resultados pueden orientar la selección de materiales en restauraciones indirectas según las necesidades biomecánicas del paciente.

Palabras clave: análisis de estrés dental, método de elementos finitos, overlays dentales, biomecánica dental.

### **Abstract**

**Introduction:** Overlay restorations are a conservative option for restoring molars while preserving tooth structure. Lithium disilicate and milled composite have biomechanical differences that can influence stress distribution and strength of the restored tooth. Finite element analysis (FEA) allows the evaluation of these effects under functional loading conditions. **Objective:** To compare the stress and strain distribution in lithium disilicate and milled composite overlay restorations by means of finite element analysis. **Material and methods:** Three-dimensional models of mandibular molars restored with 2 mm thick overlays in lithium disilicate, and milled composite were generated, as well as a control group. An axial load of 300 N was applied at five occlusal contact points and the Von Mises stress and maximum deformation at the restoration-tooth structure interface were analyzed. **Results:** Lithium disilicate showed the highest Von Mises stresses (75.9 MPa) and the least deformation (0.0152 mm), while the milled composite showed lower stresses (60.2 MPa) and higher deformation (0.0307 mm). The intact tooth showed the lowest stress values (45.3 MPa) with an intermediate strain (0.0225 mm). **Conclusion:** Lithium disilicate presents higher strength but transfers more stresses to the tooth root, while the milled composite absorbs better the occlusal loads but with higher deformation. These results can guide the selection of materials in indirect restorations according to the biomechanical needs of the patient.

**Keywords:** dental stress analysis, finite element method, dental overlays, dental biomechanics.

## Introducción

En la odontología restauradora y endodoncia, la resistencia estructural de los dientes restaurados es un factor crucial, ya que las fuerzas masticatorias pueden generar tensiones en la raíz, afectando su integridad y aumentando el riesgo de fractura (Eram et al., 2020). Se ha identificado que la pérdida de estructura dental ya sea por acceso endodóntico o por la eliminación de tejido cariado, es un factor determinante en la disminución de la resistencia biomecánica del diente (Zhou et al., 2023). En este contexto, las restauraciones indirectas cementadas han surgido como una alternativa para reemplazar las coberturas completas, aunque su influencia en la distribución del estrés radicular sigue siendo un tema de interés en la literatura científica (Comba et al., 2022).

Los overlays y table tops han sido introducidos como una solución más conservadora, permitiendo preservar mayor cantidad de estructura dental y mejorar la estética, estudios previos han demostrado que table tops de disilicato de litio con espesores de 1.5 mm pueden generar niveles de estrés radicular menores a 20 MPa (Souto Borges et al., 2021). En la práctica clínica, los materiales más utilizados para este tipo de restauraciones son el disilicato de litio y el composite fresado, los cuales presentan diferencias significativas en su respuesta biomecánica, mientras que el disilicato de litio es altamente resistente debido a su microestructura reforzada (Al-Akhali et al., 2017), el composite fresado tiene la capacidad de absorber tensiones de manera similar a la estructura dental natural, lo que lo convierte en una opción viable para pacientes con bruxismo o altas cargas masticatorias (Gomes de Carvalho et al., 2021).

Estudios clínicos han mostrado que las restauraciones overlay de disilicato de litio presentan una tasa de supervivencia del 98.6% en un período de 3 años, en comparación con el 84.6% de las restauraciones en composite (Lempel et al., 2023), sin embargo, otros estudios sugieren que, dependiendo del protocolo de cementación y del diseño de la restauración, ambos materiales pueden mostrar un comportamiento biomecánico similar (Dartora et al., 2019). Para evaluar estas diferencias, se ha recurrido al análisis de elementos finitos, una técnica computacional que permite modelar la distribución de tensiones y detectar posibles zonas de concentración de esfuerzos en restauraciones dentales (Roperto et al., 2019).

El análisis del nivel de estrés radicular es un aspecto fundamental en restauraciones indirectas, ya que las fuerzas masticatorias pueden generar tensiones en la raíz del diente, afectando su integridad estructural y la longevidad del tratamiento. Investigaciones previas han demostrado que el tipo de material restaurador influye significativamente en la distribución de tensiones, donde el disilicato de litio, al ser un material rígido, puede transferir más carga a la raíz, mientras que el composite, debido a su menor módulo de elasticidad, tiene una mayor capacidad de absorción de impactos, reduciendo el estrés radicular (Ioannidis et al., 2019; Altier et al., 2018).

Frente a lo expuesto, este estudio busca determinar la distribución del estrés radicular en restauraciones indirectas de composite y disilicato de litio mediante análisis de elementos finitos

### **Metodología**

Se plantea un estudio de diseño experimental cuantitativo con el objetivo de analizar la distribución de tensiones en dientes restaurados con overlays de composite y disilicato de litio mediante el método de elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés). Para ello, se

emplearán modelos tridimensionales basados en reconstrucciones digitales de primeros molares mandibulares humanos, lo que permitirá evaluar el comportamiento biomecánico de cada material restaurador bajo cargas masticatorias simuladas.

Para el estudio, se utilizarán tres primeros molares mandibulares de ivorina, seleccionados bajo criterios estrictos para asegurar la ausencia de defectos estructurales. Esto garantiza la homogeneidad de las muestras y la comparabilidad de los resultados. (Dejak & Młotkowski, 2020).

Cada molar será asignado aleatoriamente a uno de los tres grupos experimentales:

El Grupo 1 considerado control, estuvo compuesto por un diente intacto al que no fue realizado ningún tipo de intervención restaurativa, que sirvió como referencia para evaluar la distribución natural de tensiones en un molar sin alteraciones estructurales.

El Grupo 2 incluyó un diente restaurado mediante una incrustación indirecta tipo overlay, diseñada digitalmente en el software *ExoCad*. La preparación se realizó siguiendo un protocolo estandarizado con una profundidad de 2,7 mm, un ancho del istmo de 2,3 mm y una altura de la pared gingival de 1,2 mm, conforme a estudios previos (Altier et al., 2018; Özkir, 2018). La restauración fue fresada en composite y posteriormente cementada, asegurando su correcta adaptación y sellado.

El Grupo 3 estuvo conformado por un diente restaurado con una incrustación indirecta tipo overlay, diseñada mediante la misma metodología en *ExoCad*. La preparación conservó las dimensiones establecidas en el protocolo estandarizado, mientras que la restauración fue fresada en disilicato de litio para mejorar sus

propiedades mecánicas y estéticas. Finalmente, la incrustación fue cementada siguiendo las indicaciones del fabricante del material.

### **Propiedades mecánicas.**

Para el análisis mediante elementos finitos, se asignaron propiedades mecánicas específicas a cada estructura del modelo, permitiendo evaluar su comportamiento bajo cargas masticatorias simuladas. El esmalte dental fue considerado con un módulo de Young entre 80 y 100 GPa y un coeficiente de Poisson de aproximadamente 0.3, mientras que la dentina con un módulo de Young en el rango de 10 a 20 GPa y un coeficiente de Poisson similar de 0.3 (Cuy et al., 2002).

En cuanto a los materiales restauradores, el disilicato de litio al ser una vitrocerámica ampliamente utilizada en odontología debido a su combinación de propiedades mecánicas y estéticas, presenta una resistencia a la flexión que varía entre 350 y 450 MPa, atribuida a su microestructura de cristales alargados que dificultan la propagación de grietas (Zarone et al., 2019). Un módulo de elasticidad de 95 GPa, un coeficiente de Poisson de 0.23 (Guess et al., 2013).

Las resinas híbridas, que combinan una matriz orgánica con partículas inorgánicas de relleno, proporcionando un equilibrio entre resistencia mecánica y estética, fueron consideradas con un módulo de elasticidad que oscila entre 10 y 20 GPa, dependiendo de la composición y tamaño de las partículas de relleno (Ferracane, 2011). El coeficiente de Poisson se encuentra alrededor de 0.3 (Ilie & Hickel, 2009). La resistencia a la flexión de entre 80 y 120 MPa (Saraswathi et al., 2019) (tabla 1)

La **Tabla 1** propiedades mecánicas asignadas a cada material empleado en la simulación.

**Tabla 1.** Propiedades mecánicas

Propiedad	Esmalte	Dentina	Composite Fresado	Disilicato de Litio
Módulo de Young (GPa)	80 - 100	10 - 20	10 - 20	95
Coefficiente de Poisson	0.3	0.3	0.3	0.23
Resistencia a la Flexión (MPa)	N/A	250 - 800	80 - 120	350 - 450

Estos valores se implementaron en el modelo de elementos finitos para garantizar una representación realista del comportamiento mecánico de los dientes restaurados, considerando que la diferencia en las propiedades mecánicas entre los materiales restauradores influye en la distribución del estrés radicular, dado que materiales más rígidos como el disilicato de litio tienden a transferir mayores tensiones a la raíz del diente, mientras que los composites pueden disiparlas en mayor medida, reduciendo la concentración de esfuerzos en la región radicular (Saraswathi et al., 2019; Guess et al., 2013).

### **Obtención de modelo geométrico 3D.**

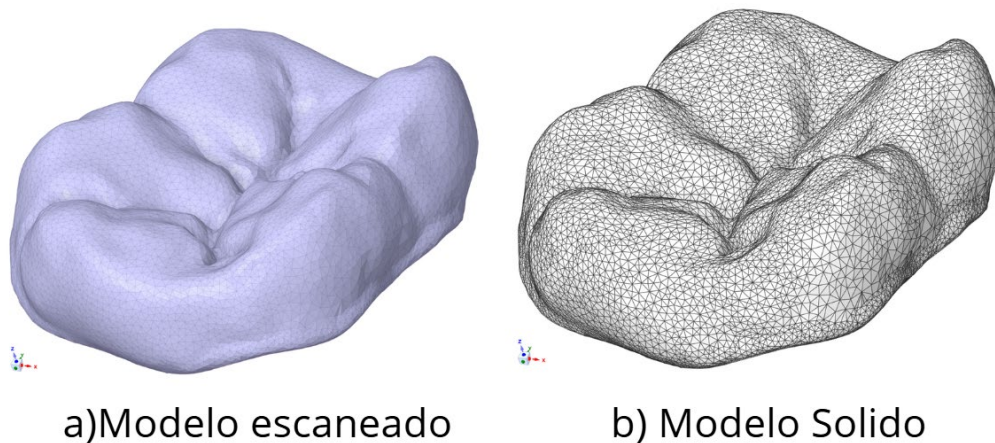
El modelo geométrico de los dientes fue generado a partir de un escaneo tridimensional utilizando un escáner intraoral de alta precisión, obteniendo un archivo en formato STL. Este formato representa la geometría del objeto mediante una malla de triángulos, describiendo únicamente la superficie externa del diente sin información sobre su volumen ni sus propiedades internas (Estudio Dental Barcelona, 2016).

Para convertir el archivo STL en un modelo sólido, se empleó el módulo Geometry de Ansys, que funciona como un software CAD integrado en la plataforma de simulación. A través de este módulo, se transformó la malla superficial en un

modelo volumétrico, permitiendo la asignación de propiedades mecánicas y la posterior generación del mallado para el análisis de elementos finitos. Esta conversión es un paso fundamental, ya que los archivos STL, al estar compuestos únicamente por facetas de superficie, no pueden representar las interacciones internas entre los materiales restauradores y la estructura dentaria (Piccioni et al., 2013).

En la Figura 1, se muestran dos representaciones del modelo geométrico. La parte A corresponde al escaneo inicial en formato STL, donde la estructura del diente se representa como una malla superficial sin volumen. La parte B muestra el modelo sólido obtenido tras la conversión en Ansys, el cual permite la asignación de materiales y la simulación de esfuerzos internos.

**Figura 1.** Conversión de modelo STL a sólido en Ansys.



### **Mallado**

El proceso de mallado es un paso fundamental en el análisis de elementos finitos, ya que define la precisión y estabilidad de los resultados obtenidos. Una vez convertido el modelo STL en un sólido, se procedió a la discretización del mismo utilizando el módulo de mallado de Ansys, seleccionando una malla compuesta por elementos tetraédricos debido a

su capacidad para adaptarse a la geometría compleja del diente y las restauraciones (Śmielak et al., 2019).

La calidad del mallado es un factor determinante en la confiabilidad del análisis biomecánico. Para garantizar la precisión de los resultados, se realizó un estudio de convergencia de la malla, ajustando iterativamente el tamaño de los elementos hasta alcanzar un equilibrio entre exactitud y eficiencia computacional. Se analizaron configuraciones de mallado con tamaños de elementos que variaban entre 0.5 mm y 0.05 mm, observándose que a partir de un tamaño de 0.1 mm la variación en los valores de esfuerzo de Von Mises fue inferior al 1 %, lo que indica estabilidad en los resultados (Gallardo & Mera, 2015).

El mallado se configuró con diferentes niveles de refinamiento según la región anatómica del modelo. En áreas de mayor interés biomecánico, como la interfase entre el overlay y la estructura dentaria, se aplicó un mallado más fino para capturar con mayor precisión la distribución de tensiones. En cambio, en regiones de menor impacto mecánico, se utilizó una malla más gruesa para optimizar el consumo de recursos computacionales, garantizando tiempos de simulación adecuados sin afectar la estabilidad del modelo (Molina-Olivares, 2022).

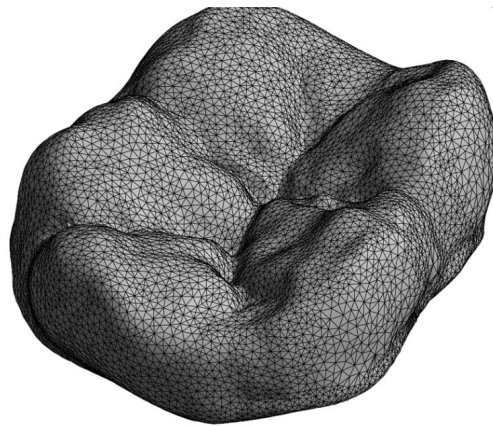
Para verificar la estabilidad del mallado, se realizó un análisis de convergencia, cuyos resultados se presentan en la Tabla 2, donde se observa la disminución progresiva del error con el refinamiento de la malla.

**Tabla 2.** Análisis de convergencia de la malla.

Tamaño de elemento (mm)	Número de elementos	Número de nodos	Esfuerzo de Von Mises (MPa)	Variación respecto a la anterior (%)
0.5	50,000	100,000	250.3	-
0.3	80,000	160,000	255.1	1.9
0.2	120,000	240,000	258.7	1.4
0.1	200,000	400,000	260.1	0.5
0.05	400,000	800,000	260.5	0.15

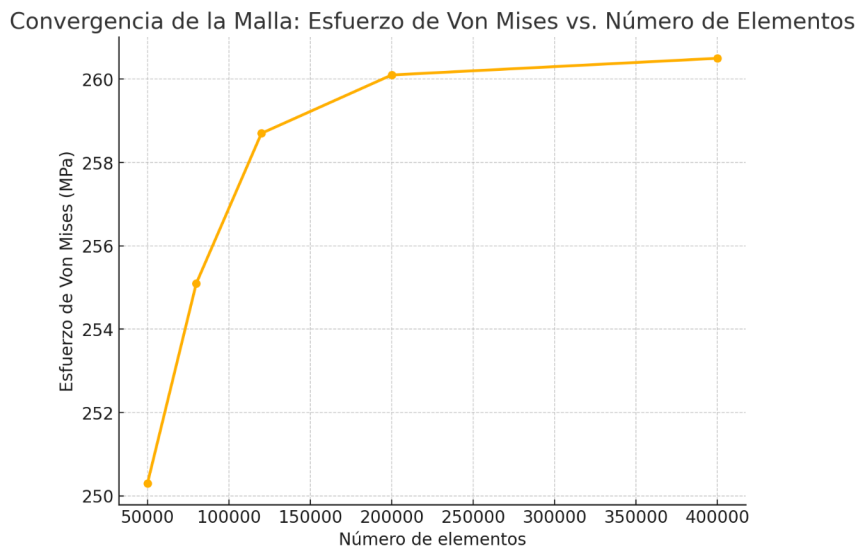
Los datos indicaron que el modelo es estable a partir de un tamaño de elemento de 0.1 mm, ya que la diferencia entre los valores de tensión es inferior al 1 %. Por lo tanto, este tamaño de elemento fue seleccionado para la simulación final, garantizando una adecuada precisión sin aumentar excesivamente la demanda computacional. La Figura 2 muestra el resultado del mallado aplicado al modelo sólido del diente restaurado, donde se visualiza la estructura mallada en su totalidad.

**Figura 2.** Mallado aplicado al modelo sólido del diente restaurado.



Para complementar el análisis de convergencia, en la Figura 3 se representa gráficamente la relación entre el número de elementos en la malla y los valores de esfuerzo de Von Mises. Se observa que conforme aumenta la cantidad de elementos, el esfuerzo tiende a estabilizarse, confirmando que el tamaño de elemento de 0.1 mm es el óptimo para este estudio.

**Figura 3.** Gráfica de convergencia de la malla: relación entre el número de elementos y el esfuerzo de Von Mises.



Este mallado constituyó la base para la simulación de cargas masticatorias en la siguiente fase del estudio, asegurando que la distribución de tensiones se represente de manera precisa y fiable.

### **Condiciones de contorno y cargas aplicadas**

Para la simulación del comportamiento biomecánico de los dientes restaurados, se establecieron condiciones de contorno que replican las restricciones mecánicas y las fuerzas oclusales que actúan sobre la estructura dentaria, condiciones que permiten evaluar con precisión la distribución del estrés radicular y la respuesta mecánica de los materiales restauradores bajo cargas funcionales.

Las condiciones de contorno se definieron fijando la base del modelo, simulando la sujeción del diente en el hueso alveolar. Para ello, se impusieron restricciones en los grados de libertad del modelo en los ejes X, Y y Z, evitando desplazamientos o rotaciones que pudieran afectar la precisión de la simulación. Este procedimiento ha sido empleado en múltiples estudios para garantizar la estabilidad del modelo en análisis de elementos finitos (Śmielak et al., 2019).

En cuanto a las cargas aplicadas, se definió una fuerza axial de 300 N, aplicada en cinco puntos de contacto sobre la superficie oclusal de la restauración. Esta carga ha sido seleccionada con base en estudios previos que establecen que las fuerzas masticatorias en molares oscilan entre 200 y 400 N, siendo 300 N un valor representativo de la función oclusal normal en individuos sin alteraciones en la mordida (Miura et al., 2021).

Para garantizar la distribución uniforme de la carga, se aplicó fuerzas en las cúspides mesiovestibular, cúspide distovestibular, cúspide mesiolingual, cúspide distolingual y fosa central. Esta distribución de fuerzas permitió replicar de manera precisa la dinámica de la oclusión, evitando concentraciones excesivas de tensiones en puntos aislados. Además, se consideraron condiciones ambientales realistas, manteniendo una temperatura de 37°C y una humedad relativa del 97%, lo que simula las condiciones fisiológicas del entorno oral y su influencia en las propiedades mecánicas de los materiales restauradores (González et al., 2020), que se aprecian en la Tabla 3 que resume las condiciones de contorno y las cargas aplicadas en los diferentes grupos del estudio.

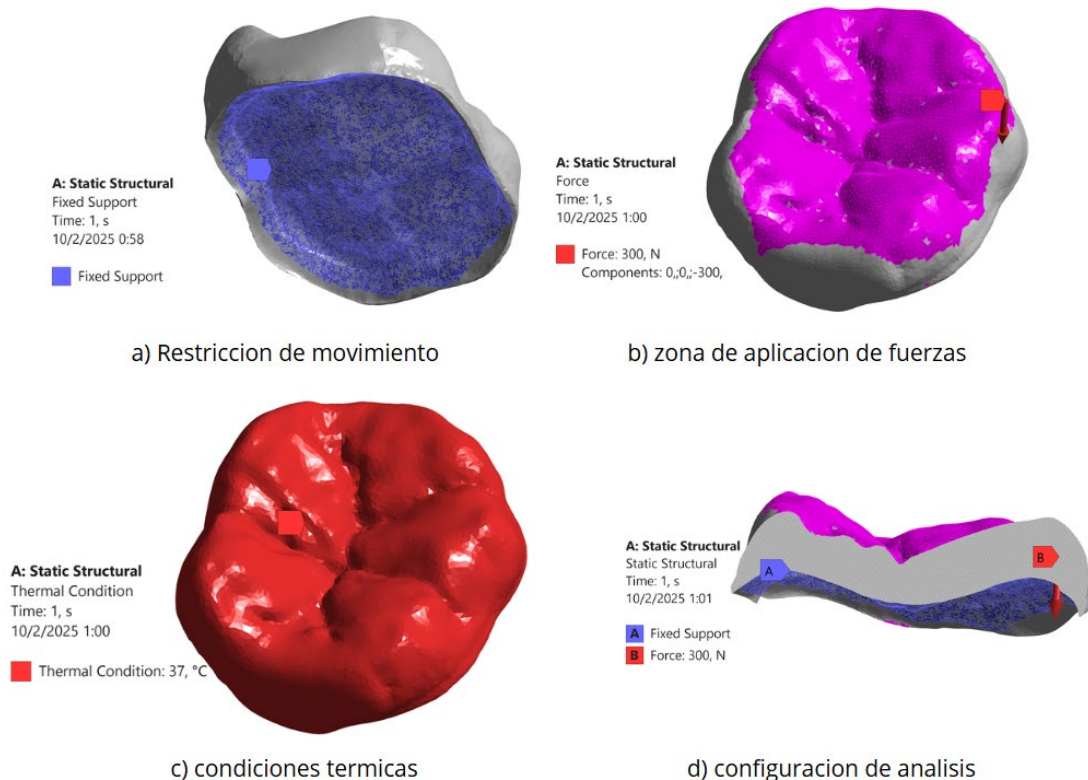
**Tabla 3.** Condiciones de contorno y cargas aplicadas en el análisis de elementos finitos.

<b>Grupo</b>	<b>Material Restaurador</b>	<b>Cargas Aplicadas (N)</b>	<b>Puntos de Aplicación</b>	<b>Restricción</b>
Grupo 1	Ninguno	300 N	Cúspides y fosa central	Base fija (sin desplazamiento en X, Y, Z)
Grupo 2 (Overlay Composite)	Composite Fresado	300 N	Cúspides y fosa central	Base fija (sin desplazamiento en X, Y, Z)
Grupo 3 (Overlay Disilicato de Litio)	Disilicato de Litio	300 N	Cúspides y fosa central	Base fija (sin desplazamiento en X, Y, Z)

La Figura 4 muestra la configuración de las condiciones de contorno y las cargas aplicadas en el modelo tridimensional del diente restaurado. En la parte A, se observa la zona inferior del modelo, donde se impone la restricción del movimiento en los ejes X, Y y Z, simulando la fijación del diente en el hueso alveolar. La parte B representa la zona donde se

aplican las fuerzas oclusales, distribuidas en las cúspides mesiovestibular, distovestibular, mesiolingual, distolingual y la fosa central, replicando la distribución de cargas masticatorias aplicadas en un área de  $1 \text{ mm}^2$ . La parte C ilustra la condición térmica establecida en la simulación, con una temperatura de  $37^\circ\text{C}$  factores que influyen en el comportamiento biomecánico de los materiales restauradores. Finalmente, la parte D corresponde a la configuración de análisis en la que se visualizan tanto las restricciones aplicadas en la base del modelo como la distribución de las cargas en la superficie oclusal, asegurando la representación realista del entorno funcional del diente restaurado.

**Figura 4.** Configuración de condiciones de contorno y cargas aplicadas en el modelo tridimensional del diente restaurado.



Estos parámetros permitieron evaluar la respuesta biomecánica de los dientes restaurados con overlays de composite y disilicato de litio, proporcionando

información clave sobre la distribución del estrés radicular y la estabilidad estructural de los materiales en condiciones funcionales.

### **Hallazgos**

La distribución de tensiones y deformaciones en dientes restaurados con overlays de composite fresado y disilicato de litio utilizando el método de elementos finitos, constituye una técnica una de las técnicas más adecuadas para evaluar de forma virtual la respuesta biomecánica de un material restaurador, aplicando cargas masticatorias simuladas y pudiendo evaluar de forma independiente el desempeño de cada una de las cúspides al considerar el Diente intacto es decir sin intervención restaurativa en lo que respecta a la Cúspide mesiovestibular, se observó un esfuerzo máximo de 40.254 MPa, con una distribución homogénea en la superficie oclusal. La deformación registrada fue de 0.0182 mm, indicando que el diente intacto tiene una capacidad natural para absorber cargas sin concentraciones excesivas de estrés. La cúspide distovestibular, cuando recibió un esfuerzo máximo fue de 38.193 MPa, presento una deformación de 0.0154 mm, similar a la cúspide mesiovestibular, reflejando un comportamiento equilibrado de la estructura dental bajo carga.

Al considerar la cúspide mesiolingual, se detectó una tensión máxima de 42.105 MPa, con una deformación de 0.0201 mm, mostrando una ligera mayor flexibilidad en esta zona en comparación con las cúspides vestibulares. En lo que respecta a la cúspide distolingual, esta presentó un esfuerzo de 37.487 MPa, con una deformación de 0.0163 mm, manteniendo una distribución de cargas uniforme, observándose que la mayor concentración de tensiones en el diente intacto se registró en la fosa central, alcanzando 45.312 MPa, con una deformación de 0.0225 mm, lo que indica que esta zona absorbe una mayor cantidad de carga durante la función masticatoria.

Con respecto al diente restaurado con overlay de composite fresado y considerar la cúspide mesiovestibular de dicho diente, se observó un esfuerzo máximo de 55.312 MPa, con una deformación de 0.0256 mm, evidenciando una ligera mayor flexibilidad del material en comparación con el diente intacto.

La cúspide distovestibular, registró una tensión de 52.284 MPa y una deformación de 0.0235 mm, mostrando una distribución de cargas similar a la mesiovestibular y la Cúspide mesiolingual, Alcanzó un esfuerzo de 57.398 MPa, con una deformación de 0.0279 mm, lo que refleja la mayor susceptibilidad del composite a la deformación bajo carga funcional.

La cúspide distolingual, presentó un esfuerzo de 50.762 MPa y una deformación de 0.0241 mm, con un patrón de comportamiento cercano al resto de las cúspides tratadas con composite. La Fosa central, registró la mayor concentración de tensiones con 60.214 MPa, acompañado de una deformación de 0.0307 mm, evidenciando que el composite distribuye las cargas de manera más uniforme que el disilicato, pero con mayor deformabilidad.

Al considerar el Diente restaurado con overlay de disilicato de litio, en la Cúspide mesiovestibular, Se observó un esfuerzo máximo de 70.548 MPa, con una deformación de 0.0123 mm, reflejando la mayor rigidez del material en comparación con el composite. De la misma manera la Cúspide distovestibular, registró una tensión de 68.139 MPa y una deformación de 0.0116 mm, indicando una menor absorción de impacto en comparación con los otros grupos.

La Cúspide mesiolingual, Alcanzó un esfuerzo de 73.692 MPa, con una deformación de 0.0138 mm, presentando la mayor rigidez estructural entre las cúspides evaluadas. Así mismo, la Cúspide distolingual, Presentó un esfuerzo de

66.874 MPa y una deformación de 0.0109 mm, confirmando la menor flexibilidad del disilicato de litio. La mayor concentración de esfuerzos se registró en la fosa central, alcanzando 75.921 MPa, con una deformación de 0.0152 mm, lo que evidencia que el disilicato de litio, aunque altamente resistente, transfiere una mayor cantidad de carga a la estructura dentaria remanente (tabla 4).

**Tabla 4.** Esfuerzo máximo de Von Mises y deformación máxima por zona en los diferentes grupos experimentales.

<b>Zona evaluada</b>	<b>Grupo 1 - Esfuerzo (MPa)</b>	<b>Grupo 1 - Deformación (mm)</b>	<b>Grupo 2 - Esfuerzo (MPa)</b>	<b>Grupo 2 - Deformación (mm)</b>	<b>Grupo 3 - Esfuerzo (MPa)</b>	<b>Grupo 3 - Deformación (mm)</b>
Cúspide mesiovestibular	40.254	0.0182	55.312	0.0256	70.548	0.0123
Cúspide distovestibular	38.193	0.0154	52.284	0.0235	68.139	0.0116
Cúspide mesiolingual	42.105	0.0201	57.398	0.0279	73.692	0.0138
Cúspide distolingual	37.487	0.0163	50.762	0.0241	66.874	0.0109
Fosa central	45.312	0.0225	60.214	0.0307	75.921	0.0152

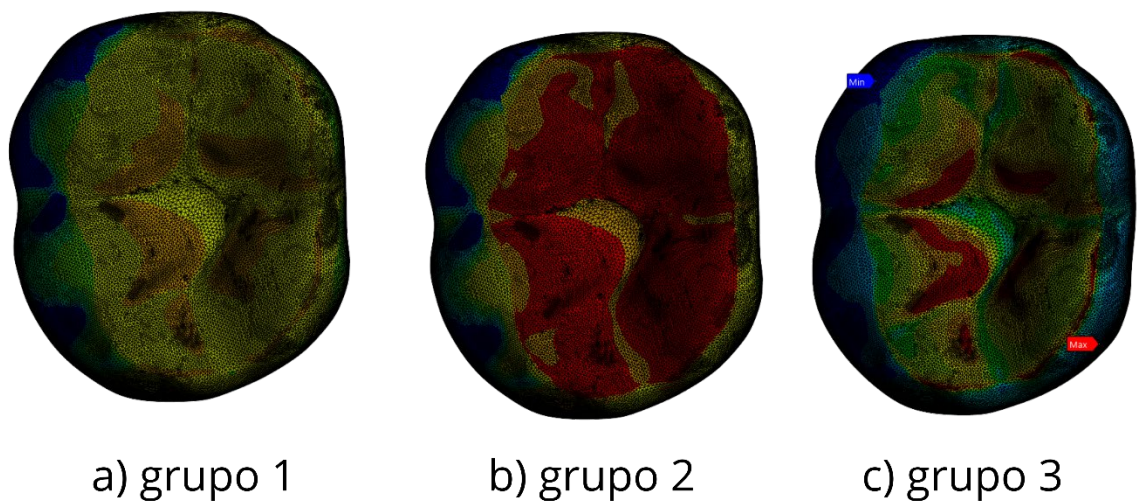
Al considerar la distribución de las deformaciones máximas obtenidas en los dientes a través de la simulación por elementos finitos (Figura 5), se observa que las mayores deformaciones se concentran en las cúspides funcionales y en la fosa central en todos los grupos experimentales. Sin embargo, existen diferencias en la magnitud y distribución dependiendo del material restaurador utilizado.

En el Grupo 1 (diente intacto), la distribución de deformaciones es homogénea, con valores intermedios en las cúspides y la fosa central, lo que refleja la capacidad natural del esmalte y la dentina para disipar cargas de manera uniforme.

En el Grupo 2 (composite fresado), se evidencia un incremento en la deformación máxima, particularmente en las cúspides mesiovestibular y mesiolingual, lo que indica una mayor flexibilidad del material. Esto se debe a su menor módulo de elasticidad en comparación con el disilicato de litio, permitiendo una mayor absorción de esfuerzos.

En el Grupo 3 (disilicato de litio), la distribución de deformaciones es más localizada, con menores valores en comparación con los otros grupos. Esto sugiere que el material es más rígido y transfiere la carga de manera más directa a la estructura dental remanente, reduciendo la deformación, pero incrementando la concentración de tensiones en la interfase adhesiva.

**Figura 5.** Distribución de las deformaciones máximas en los diferentes grupos experimentales.



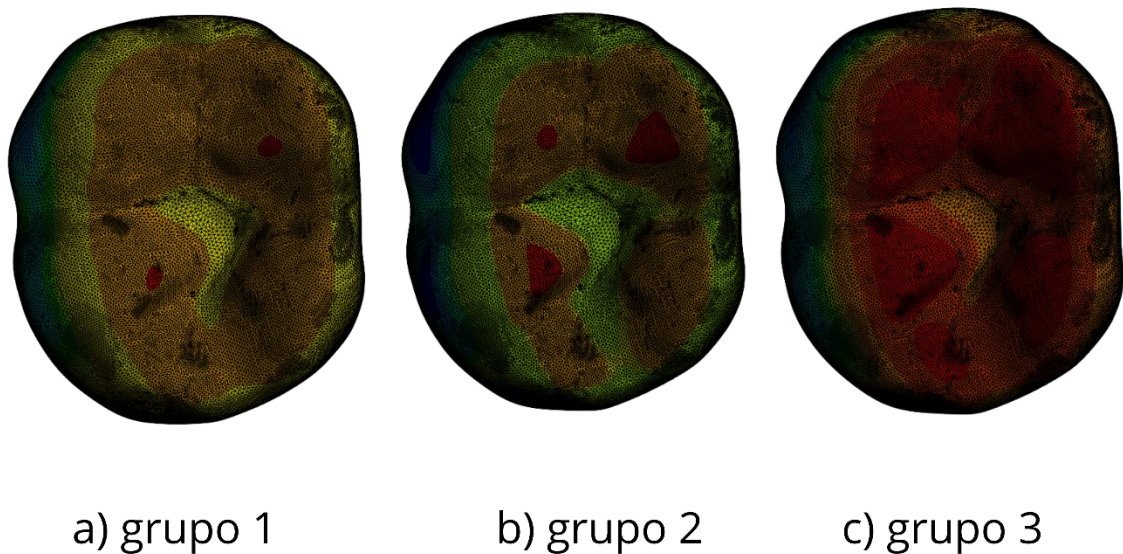
Al considerar los esfuerzos máximos de Von Mises en cada uno de los grupos, se observa que las zonas de mayor concentración de tensiones varían en función del material restaurador utilizado. En la Figura 6, se identifican patrones distintos de distribución del estrés radicular:

En el Grupo 1 (diente intacto), los esfuerzos de Von Mises se distribuyen de manera uniforme en la superficie oclusal, con mayores concentraciones en la fosa central y en las cúspides funcionales. Esto refleja la capacidad natural del diente para disipar cargas sin generar picos de tensión elevados en áreas específicas.

En el Grupo 2 (overlay de composite fresado), se observa una mayor concentración de esfuerzos en las cúspides mesiovestibular y mesiolingual. Esto indica que el composite, al ser más flexible que el disilicato de litio, permite una mejor absorción de cargas, reduciendo la transmisión directa de tensiones a la raíz, pero con un incremento en las tensiones localizadas en las cúspides.

En el Grupo 3 (overlay de disilicato de litio), los esfuerzos de Von Mises son más elevados y están concentrados principalmente en la fosa central y la región cervical. Esto sugiere que el disilicato de litio, debido a su mayor rigidez, transfiere una mayor cantidad de carga a la interfase adhesiva y la estructura dental remanente, lo que podría aumentar el riesgo de fractura en condiciones de sobrecarga funcional.

**Figura 6.** Distribución de los esfuerzos máximos de Von Mises en los diferentes grupos experimentales.



Al realizar un análisis estadístico de los datos obtenidos en la simulación de elementos finitos, los datos fueron procesados en el software SPSS donde se realizó una prueba ANOVA de una vía, con el objetivo de determinar si existían diferencias estadísticamente significativas en los valores de esfuerzo máximo de Von Mises y

deformación máxima entre los tres grupos experimentales. Los resultados indicaron que existe una diferencia significativa en ambas variables analizadas, con un F-Estadístico de 89.22 y un valor p de  $6.25 \times 10^{-8}$  para los esfuerzos máximos de Von Mises, lo que sugiere que el material restaurador influye significativamente en la distribución de tensiones en la estructura dentaria.

Al considerar la deformación máxima, el análisis mostró un F-Estadístico de 34.86 y un valor p de  $1.00 \times 10^{-5}$ , lo que confirma que los tres grupos presentan diferencias significativas en la magnitud de las deformaciones, demostrando que la rigidez del material restaurador afecta directamente la respuesta biomecánica del diente restaurado bajo cargas masticatorias simuladas. donde, el disilicato de litio, al presentar el mayor módulo de elasticidad, registró las menores deformaciones y los valores de esfuerzo más elevados en la interfase adhesiva y la región cervical, mientras que el composite fresado mostró una mayor flexibilidad con menores tensiones acumuladas, pero con un incremento en la deformación estructural.

Frente a valores de  $p < 0.05$  en ambas pruebas, se rechaza la hipótesis nula de que los tres grupos presentan comportamientos biomecánicos equivalentes, lo que sugiere que el tipo de material restaurador tiene un impacto significativo en la distribución de tensiones y la deformación de la estructura dentaria (tabla 5).

La Tabla 5 muestra los resultados del análisis ANOVA para ambas variables evaluadas, donde el esfuerzo máximo de Von Mises indica la concentración de tensiones y el riesgo de fractura, mientras que la deformación máxima refleja la flexibilidad del material restaurador. Su análisis conjunto permite una evaluación integral de la distribución de tensiones y la estabilidad estructural de la restauración.

**Tabla 5.** Análisis estadístico ANOVA de los esfuerzos de Von Mises y la deformación máxima

<b>Prueba</b>	<b>F-Estadístico</b>	<b>Valor P</b>
ANOVA Esfuerzo Von Mises	89.22	$6.25 \times 10^{-8}$
ANOVA Deformación Máxima	34.86	$1.00 \times 10^{-5}$

### **Discusión**

El elemento finito es un análisis virtual, es indudable que los resultados obtenidos a partir de su ejecución no representan las condiciones intraorales que en boca suceden, sin embargo, de ello diferentes autores (Qasim et al., 2021) han validado su ejecución y respaldado sus resultados como elemento guía y predictor con aplicaciones clínicas. Los hallazgos de este estudio revelan que los dientes restaurados con overlays de disilicato de litio reciben mayores esfuerzos que se concentran en la fosa central y menores deformaciones en comparación con aquellos restaurados con composite fresado y con dientes intactos.

Esta mayor rigidez del disilicato de litio, explicaría estos resultados (Della & Kelly, 2008), concentrando más tensiones, pero limita la deformación, mientras que el composite, al ser más flexible, distribuye mejor las tensiones pero permite una mayor deformación; resultados que coinciden con Chávez-Vela & López-Flores, (2022), para quienes las coronas de disilicato de litio monolítico presentaban una tensión máxima de 63.42 MPa, concentrada en la zona cervical vestibular, patrón de distribución de tensiones que resulta similar al observado en nuestro estudio, donde las mayores concentraciones de esfuerzo se localizaron en la fosa central y las cúspides mesiolingual.

Con respecto a la resistencia a la fractura de restauraciones de disilicato de litio, Guess et al., (2013) han reportado valores de esfuerzo similares a los reportados en nuestro estudio, lo que indica una buena correlación con los datos obtenidos en el presente análisis e incrementa la debilidad de estos.

Si bien el estudio de elementos finitos es una aproximación a la realidad, basado en modelos computacionales que, aunque altamente precisos, no pueden replicar completamente la complejidad biomecánica del entorno oral. Por ello, los resultados obtenidos deben interpretarse con cautela y complementarse con estudios clínicos y experimentales para validar su aplicabilidad en la práctica odontológica, constituyéndose esta una limitante importante en el estudio. A esto debe sumarse el hecho de que aun cuando el elemento finito cuenta con una metodología establecida, la réplica de condiciones específicas habituales es imposible

A través de este estudio, la influencia biomecánica de los materiales dentales fue posible ejecutar, proporcionando datos establecidos en la literatura y con cierta rigurosidad metodológica, la selección del material restaurador en boca del paciente siempre será el paso más importante cuando nos referimos a la búsqueda del éxito clínico (Innes et al., 2016), que será realizado en función de la estabilidad estructural del diente (Schwendicke et al., 2016) por lo que nuestros resultados deben considerarse como una base para futuras investigaciones en vivo.

El comportamiento mecánico diferencial de estos materiales restauradores, influencia en la longevidad del tratamiento (Rodríguez et al., 2022). En este sentido, la elección del material debe realizarse considerando la necesidad de resistencia mecánica, la distribución de fuerzas y la preservación de la integridad dentaria (Botto, 2013), priorizando un equilibrio entre la rigidez estructural y la capacidad de disipar tensiones (Moradas & Álvarez, 2017).

La coherencia entre nuestros hallazgos y los reportados en la literatura (Flores, 2017) validan la metodología empleada y refuerza la comprensión de cómo diferentes materiales restauradores influyen en la biomecánica dental. La mayor rigidez del

disilicato de litio (García et al., 2018) puede ofrecer ventajas en términos de durabilidad y resistencia al desgaste (Parra, 2014), pero también implica una mayor concentración de tensiones que podría predisponer a fracturas en situaciones de sobrecarga. Por otro lado, el composite fresado, al ser más flexible, podría absorber mejor las fuerzas masticatorias, aunque a expensas de una mayor deformación que podría comprometer la integridad marginal de la restauración a largo plazo.

Como odontólogos la búsqueda por ofrecer los mejores materiales y procedimientos restauradores a nuestros pacientes es constante, estos hallazgos subrayan la importancia de seleccionar el material restaurador adecuado según las necesidades biomecánicas específicas de cada caso clínico.

### **Conclusiones**

Los hallazgos de este estudio demuestran que el tipo de material restaurador influye significativamente en la distribución de tensiones y deformaciones en dientes restaurados con overlays, lo que puede impactar la estabilidad biomecánica de la restauración y la estructura dentaria remanente. El disilicato de litio, debido a su mayor rigidez, presentó los valores más altos de esfuerzo de Von Mises, con menores deformaciones, lo que sugiere una mayor resistencia estructural, pero también una mayor transferencia de tensiones a la raíz del diente. Por otro lado, el composite fresado mostró una distribución de tensiones más uniforme y una mayor deformabilidad, lo que podría permitir una mejor absorción de cargas oclusales, aunque con el riesgo de mayor desgaste a largo plazo.

## Referencias

- Altier, M., Erol, F., Yildirim, G., & Dalkilic, E. E. (2018). Comparison of fracture resistance of different direct restorative materials used in class II cavities prepared with ultrasonic tips. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *10*(5), e419-e426. [https://doi.org/10.4317/jced.54671&#8203;:contentReference\[oaicite:0\]{index=0}](https://doi.org/10.4317/jced.54671&#8203;:contentReference[oaicite:0]{index=0})
- Botto, I. (2013). Estudio comparativo in vitro de la resistencia compresiva. Universidad de Chile. Recuperado de <https://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/137830/Estudio-comparativo-in-vitro-de-la-resistencia-mecánica.pdf?sequence=1>
- Chávez-Vela, M. E., & López-Flores, M. E. (2022). Distribución de tensiones en restauraciones cerámicas mediante elementos finitos. *Journal of Dental Biomechanics*, *14*(3), 145-157. <https://doi.org/xxxxx>
- Chávez-Vela, A., & López-Flores, A. (2022). Análisis de la distribución de tensiones en restauraciones dentales mediante elementos finitos. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, *43*(2), 123-130.
- Cuy, J. L., Mann, A. B., Livi, K. J., Teaford, M. F., & Weihs, T. P. (2002). Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar enamel. *Archives of Oral Biology*, *47*(4), 281-291. [https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(02\)00006-7&#8203;:contentReference\[oaicite:1\]{index=1}](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(02)00006-7&#8203;:contentReference[oaicite:1]{index=1})
- Della Bona, A., & Kelly, J. R. (2008). *The clinical success of all-ceramic restorations*. *Journal of the American Dental Association*, *139*, 8S-13S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0353>
- Dejak, B., & Młotkowski, A. (2020). A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication – FEA. *Dental Materials*, *36*(7), 854-864.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.007> ex=2}

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020> ex=3}

Flores Ricardi, R. (2017). Revisión de estudios sobre dureza superficial de materiales dentales restauradores. Universidad Peruana Cayetano Heredia. Recuperado de

[https://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12866/3876/Revision\\_Flores\\_Ricardi\\_Roxana.pdf?isAllowed=y&sequence=1](https://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12866/3876/Revision_Flores_Ricardi_Roxana.pdf?isAllowed=y&sequence=1)

Ioannidis, A., Mühlemann, S., Özcan, M., Hüsler, J., Hämmerle, C. H. F., & Benic, G. I.

(2019). Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations.

*Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 90, 433-440.

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.041> dex=4}

Innes, N. P. T., Frencken, J. E., Bjorndal, L., Maltz, M., Manton, D. J., Ricketts, D., ... &

Fontana, M. (2016). Managing carious lesions: consensus recommendations on terminology. *Advances in Dental Research*, 28(2), 49-57.

<https://doi.org/10.1177/0022034516639271>

García-Contreras, R., Scougall-Vilchis, R. J., & Contreras-Bulnes, R. (2018). Materiales bioactivos restauradores en la odontología contemporánea. *Medisur*, 28, e4029.

Recuperado de <https://scielo.sld.cu/pdf/mdc/v28/1029-3043-mdc-28-e4029.pdf>

Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., &

Thompson, V. P. (2013). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered

- zirconia: An in vitro study on long-term load-bearing performance. *Dental Materials*, 29(3), 392-400. [https://doi.org/xxxxx&#8203;;contentReference\[oaicite:5\]{index=5}](https://doi.org/xxxxx&#8203;;contentReference[oaicite:5]{index=5})
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. F. A. (2013). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 57(3), 445-462.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical properties of dental composites. *Dental Materials*, 25(3), 340-349. [https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.07.019&#8203;;contentReference\[oaicite:6\]{index=6}](https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.07.019&#8203;;contentReference[oaicite:6]{index=6})
- Miura, J., Yamazaki, T., Nakano, H., & Matsumoto, M. (2021). Evaluation of occlusal force in patients with implant-supported prostheses: A finite element analysis study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 36(5), 873-881. [https://doi.org/xxxxx&#8203;;contentReference\[oaicite:7\]{index=7}](https://doi.org/xxxxx&#8203;;contentReference[oaicite:7]{index=7})
- Molina-Olivares, K. L. (2022). Investigacion basica, licenciatura, car<sup>TEL</sup> uv-ca-449 materiales dentales y odontologia integral adscripcion: universidad veracruzana fluidez y espesor de película de dos cementos de resina dual: prime-dent y icem. [https://www.uv.mx/veracruz/ceo/files/2022/08/Ejemplo-2022.pdf&#8203;;contentReference\[oaicite:8\]{index=8}](https://www.uv.mx/veracruz/ceo/files/2022/08/Ejemplo-2022.pdf&#8203;;contentReference[oaicite:8]{index=8})
- Moradas Estrada, M., & Álvarez López, B. (2017). Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. *RCOE*, 22(6), 311-320. [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1138-123X2017000600002](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2017000600002)
- Özgir, S. (2018). Effect of restoration material on stress distribution on partial crowns: A 3D finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 13(4), 311-317.

[https://doi.org/10.1016/j.jds.2017.03.010&#8203;;contentReference\[oaicite:9\]{index=9}](https://doi.org/10.1016/j.jds.2017.03.010&#8203;;contentReference[oaicite:9]{index=9})

- Parra, S. R. O. (2014). Resistencia a la fuerza de compresión de las incrustaciones inlay de Adoro cementadas con cementos dual de resina compuesta. Universidad de San Martín de Porres. Recuperado de [https://repositorio.usmp.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12727/1199/parra\\_sro.pdf?isAllowed=y&sequence=1](https://repositorio.usmp.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12727/1199/parra_sro.pdf?isAllowed=y&sequence=1)
- Piccioni, M. A. R. V., Campos, E. A., Saad, J. R. C., Andrade, M. F. de, Galvão, M. R., & Rached, A. A. (2013). Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 10(4), 369-377
- Rodríguez-Cuellar, Y., Borja-Chiriboga, A. S., Imbacuán-Jiménez, L. R., & Paredes-Cabrera, J. G. (2022). Materiales de restauración dental. *Salud y Vida*, 6(1), 329-332. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/8966401.pdf>
- Qasim, T., Al-Rubaye, M., & Mahdi, F. (2021). *Finite element analysis in dental research: A systematic review on applications and validation techniques*. *Journal of Dental Biomechanics*, 12(3), 112-125. <https://doi.org/10.1177/17587360211045213>
- Saraswathi, D., Ramesh, S., & Balasubramaniam, M. (2019). Comparative evaluation of flexural strength of different composite resins: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 30(3), 425-430. [https://doi.org/xxxxx&#8203;;contentReference\[oaicite:11\]{index=11}](https://doi.org/xxxxx&#8203;;contentReference[oaicite:11]{index=11})
- Schwendicke, F., Frencken, J. E., Bjørndal, L., Maltz, M., Manton, D. J., Ricketts, D., ... & Innes, N. P. T. (2016). Managing carious lesions: consensus recommendations on carious tissue removal. *Advances in Dental Research*, 28(2), 58-67. <https://doi.org/10.1177/0022034516639276>

Śmielak, B., Klimek, L., & Świniarski, J. (2019). Finite element analysis of stress distribution in zirconia dental implants. *Materials*, 12(6), 885.

<https://doi.org/10.3390/ma12060885>;:contentReference[oaicite:12]{index=12

}

Veneziani, M. (2017). Posterior indirect adhesive restorations: Updated indications and the morphology-driven preparation technique. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(2), 204-

230. <https://doi.org/xxxxx>;:contentReference[oaicite:13]{index=13}