



Facultad de Ciencias de la Salud

**Tema:**

**Análisis de la Concentración de Fuerzas en Carillas de Resina y Cerámica a Través de  
Métodos de Elementos Finitos.**

**Trabajo de Titulación para la obtención del Título en Especialidad de Operatoria Dental y  
Estética**

**Presentada por:**

Jenny Elizabeth Toapanta Ambas

**Tutor:**

Dr. Camilo Pulido

**Quito, mayo de 2026**

## **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.

**Firma del estudiante**

**Jenny Elizabeth Toapanta Ambas**

**C.I.: 1712716164**

## Dedicatoria

Primero que todo, doy gracias a Dios por darme la fortaleza y la sabiduría para llegar hasta aquí. A mí misma me agradezco profundamente por no rendirme y por seguir adelante a pesar de las dificultades. Me amo por cada paso que he dado, por cada sacrificio, por creer en mí cuando las cosas no siempre fueron fáciles. Este logro es tan mío como de quienes me han acompañado, y cada esfuerzo ha sido una victoria en mi camino hacia el éxito.

A mi familia, especialmente a mis queridos padres, María Ambas y Carlos Toapanta, por su amor incondicional y su apoyo constante. Ellos siempre han sido mi pilar fundamental, y todo lo que he logrado es un reflejo de su sacrificio y de los valores que me han enseñado a lo largo de mi vida.

A mis hijos, Kelen y Mateo, quienes son mi mayor motivación y lo más valioso en mi vida. Siempre he intentado ser un ejemplo para ustedes, mostrándoles que el esfuerzo y la dedicación son esenciales para alcanzar nuestros sueños. He trabajado y estudiado con pasión para demostrarles que no hay límite ni edad para alcanzar lo que nos proponemos. Cada paso que doy es por ustedes, porque mi mayor deseo es verlos crecer fuertes, felices y llenos de sueños por cumplir. Los amo profundamente, y todo lo que hago es por ustedes, para que sigan su propio camino hacia el éxito, recordando siempre que todo es posible cuando se pone el corazón en lo que se hace.

## **Agradecimientos**

Mi sincero agradecimiento a la Universidad de los Hemisferios por brindarme la oportunidad de formarme y crecer en el campo de la Odontología, en la especialidad de mis sueños. Gracias por proporcionarme el conocimiento y las herramientas necesarias para llegar hasta aquí y concluir esta etapa tan importante en mi vida profesional.

A mi tutor, Dr. Camilo Pulido, por su dedicación, paciencia y por estar siempre dispuesto a orientar y apoyar mi trabajo. Su guía ha sido esencial para el éxito de esta investigación.

Con todo mi cariño, quiero agradecer a mi comadre, la Dra. María Soledad Peñaherrera, quien es mucho más que una amiga; es como una hermana para mí. Tu fortaleza y amor incondicional han sido el motor que me ha impulsado en los momentos más difíciles. Gracias por estar siempre a mi lado, por motivarme a ser mejor cada día y por recordarme que, con esfuerzo y amor, todo es posible. Tu amistad y apoyo me han hecho una mejor profesional y una mejor persona. Te quiero muchísimo, comadre.

A mi estimado docente, Dr. Cristian Sánchez, por su constante apoyo, por compartir su conocimiento y por estar siempre dispuesto a ayudarme. Ha sido un apoyo incondicional en todo momento. Su presencia y sabiduría me han dado la fuerza necesaria para continuar.

Quiero dedicar un agradecimiento muy especial a mi querido ingeniero, mi ángel y guía, quien ha estado a mi lado durante toda esta investigación. Su apoyo y sabiduría han sido cruciales en cada paso que he dado. Su presencia constante me ha dado la fuerza para seguir adelante y, por ello, estaré siempre agradecida.

## Índice

Análisis de la Concentración de Fuerzas en Carillas de Resina y Cerámica a Través de Métodos de Elementos Finitos.....	8
Resumen.....	8
Abstract.....	10
Introducción .....	11
Metodología .....	13
Diseño del Estudio .....	13
Mallado del modelo.....	22
Definición de materiales.....	26
Condiciones de carga y simulación.....	29
Hallazgos.....	33
Discusión.....	36
Conclusiones.....	40
Referencias.....	42

## Índice De Figuras

<b>Figura 1</b> Modelo de carilla.....	19
<b>Figura 2</b> La pieza dental preparada.....	20
<b>Figura 3</b> Conjunto completo que será objeto del análisis mediante elementos finitos .....	21
<b>Figura 4</b> Curva de convergencia de malla menor al 2 % .....	24
<b>Figura 5</b> El modelo definitivo mallado .....	25
<b>Figura 6</b> Unión tipo banded correspondiente a la capa de cemento adhesivo .....	29
<b>Figura 7</b> Distribución de cargas aplicada sobre el conjunto restaurador y los puntos de restricción utilizados en el modelo .....	32
<b>Figura 8</b> Simulaciones 1, 2 y 3 .....	35
<b>Figura 9</b> Simulaciones 4, 5 y 6 .....	36

## Índice De Tablas

<b>Tabla 1</b> Convergencia de malla.....	23
<b>Tabla 2</b> Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo de elementos finitos .....	28
<b>Tabla 3</b> Parámetros de simulación utilizados en el modelo MEF.....	31
<b>Tabla 4</b> Resultados estimados por simulación de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos .....	34

## **Análisis de la Concentración de Fuerzas en Carillas de Resina y Cerámica a Través de Métodos de Elementos Finitos.**

Jenny Elizabeth Toapanta Ambas

[jetoapantaa@estudiantes.uhemisferios.edu.ec](mailto:jetoapantaa@estudiantes.uhemisferios.edu.ec)

Universidad Hemisferios

### **Resumen**

**Introducción:** Las carillas dentales constituyen una alternativa restauradora mínimamente invasiva que combina estética y funcionalidad. La correcta elección del material restaurador y la comprensión de su comportamiento biomecánico son fundamentales para reducir el riesgo de fallas clínicas. En este contexto, el análisis por elementos finitos (MEF) se plantea como una herramienta eficaz para estudiar la distribución de tensiones bajo distintos escenarios funcionales. **Objetivo:** Determinar los puntos de concentración de esfuerzos en carillas confeccionadas con disilicato de litio y resina nanocerámica CAD/CAM (Lava™ Ultimate), mediante simulaciones por el método de elementos finitos bajo diferentes ángulos de carga. **Metodología:** Se desarrolló un modelo tridimensional de un incisivo central superior (diente 11) restaurado con carilla indirecta, obtenido a partir del escaneado digital y diseño CAD. Sobre este modelo se generaron dos restauraciones equivalentes en geometría, variando únicamente el material (disilicato de litio y Lava™ Ultimate). El conjunto diente-carilla se procesó y malló para la simulación estructural, asignando a cada material propiedades mecánicas lineales, homogéneas e isotrópicas. Se aplicaron cargas estáticas de 200 N en tres ángulos respecto al eje longitudinal del diente (0°, 60° y 120°) sobre el borde incisal, obteniéndose seis escenarios de

simulación. Se analizaron las tensiones máximas de Von Mises, la deformación y el desplazamiento máximo del sistema.

**Resultados:** Los materiales evaluados mostraron comportamientos biomecánicos diferenciados. El disilicato de litio presentó mayores esfuerzos de Von Mises concentrados en zonas localizadas, principalmente en el borde incisal y la interfase adhesiva, con desplazamientos mínimos, lo que evidenció un comportamiento más rígido. La resina nanocerámica CAD/CAM registró tensiones máximas menores, pero con una distribución más amplia de esfuerzos y mayores niveles de deformación y desplazamiento, extendiéndose hacia el tercio medio de la restauración. Las cargas oblicuas a 60° y 120° generaron los picos máximos de tensión y reforzaron la identificación del borde incisal y la región adhesiva como puntos críticos de posible falla. **Conclusión:** El tipo de material restaurador influyó de manera significativa en la distribución de fuerzas y en la localización de los puntos de concentración de tensiones en las carillas evaluadas. El disilicato de litio ofreció una mayor resistencia localizada con menor deformación, mientras que la resina nanocerámica CAD/CAM mostró una respuesta más flexible y una dispersión más amplia de las tensiones. El uso del MEF permitió identificar zonas vulnerables al estrés funcional y aportó información relevante para la planificación clínica personalizada de restauraciones adhesivas en el sector anterior.

**Palabras clave:** Odontología restauradora; Carillas dentales; Disilicato de litio; Resinas compuestas; Elementos finitos; Biomecánica dental.

## Abstract

**Introduction:** Dental veneers are a minimally invasive restorative option that combines aesthetics and function. Appropriate selection of the restorative material and understanding its biomechanical behavior are essential to reduce the risk of clinical failure. In this context, finite element analysis (FEA) is an effective tool to study stress distribution under different functional scenarios. **Objective:** To determine the points of stress concentration in veneers fabricated with lithium disilicate and CAD/CAM nanoceramic resin (Lava™ Ultimate), using finite element simulations under different loading angles. **Methodology:** A three-dimensional model of a maxillary central incisor (tooth 11) restored with an indirect veneer was developed from digital scanning and CAD design. Two equivalent veneer restorations were generated on the same preparation, differing only in the restorative material (lithium disilicate and Lava™ Ultimate). The tooth–veneer complex was processed and meshed for structural simulation, assigning each material linear, homogeneous and isotropic mechanical properties. Static loads of 200 N were applied at three angles relative to the long axis of the tooth (0°, 60° and 120°) on the incisal edge, resulting in six simulation scenarios. Maximum Von Mises stresses, strain, and maximum displacement of the system were analyzed.

**Results:** The materials evaluated exhibited distinct biomechanical behaviors. Lithium disilicate showed higher Von Mises stress values concentrated in localized areas, mainly at the incisal edge and the adhesive interface, with minimal displacements, indicating a stiffer response. The CAD/CAM nanoceramic resin exhibited lower peak stress values but a broader stress distribution and greater strain and displacement, extending toward the middle third of the veneer. Oblique loads at 60° and 120° generated the highest stress peaks and reinforced the

identification of the incisal edge and adhesive region as critical sites for potential failure.

Conclusion: The type of restorative material significantly influenced both the distribution of forces and the location of stress concentration points in the veneers evaluated. Lithium disilicate provided greater localized resistance with reduced deformation, whereas the CAD/CAM nanoceramic resin showed a more flexible response with wider stress dispersion. The use of FEA made it possible to identify areas vulnerable to functional stress and provided relevant information for the individualized clinical planning of adhesive restorations in the anterior region.

**Keywords:** Restorative dentistry; Dental veneers; Lithium disilicate; Composite resins; Finite element analysis; Dental biomechanics.

## Introducción

La odontología restauradora ha experimentado un avance significativo en las últimas décadas, impulsado por la digitalización de los flujos de trabajo clínicos y protésicos, así como por el desarrollo de materiales con mejores propiedades mecánicas y estéticas. En este contexto, las carillas dentales se han consolidado como una alternativa conservadora para la rehabilitación del sector anterior, al permitir modificar forma, color y posición dentaria mediante preparaciones mínimamente invasivas, preservación de tejido sano y adhesión predecible a esmalte y dentina (Alenezi et al., 2021; Komine et al., 2024; Ahmed et al., 2024).

Entre los materiales empleados para la confección de carillas indirectas destacan, de manera particular, las cerámicas vítreas a base de disilicato de litio y las resinas compuestas procesadas mediante tecnología CAD/CAM. El disilicato de litio se caracteriza por una elevada

resistencia flexural, módulo de elasticidad alto y adecuada estabilidad clínica, lo que lo convierte en una opción restauradora indicada en situaciones de mayor demanda funcional y exigencia estética (Munoz et al., 2023; Zulkifli et al., 2024). Por su parte, las resinas nanocerámicas CAD/CAM, como Lava™ Ultimate, incorporan una matriz polimérica reforzada con carga cerámica, lo que confiere un comportamiento más flexible, buena resistencia mecánica y capacidad de reparación intraoral, así como una adecuada integración cromática con los tejidos dentarios (Awada & Nathanson, 2015; Blackburn et al., 2018).

El comportamiento biomecánico de estos materiales frente a fuerzas funcionales y parafuncionales constituye un factor determinante para la longevidad de las restauraciones adhesivas. La manera en que se distribuyen las tensiones en el complejo diente-carilla influye directamente en la aparición de fisuras, fracturas o fallos en la interfase adhesiva, especialmente en zonas sometidas a cargas concentradas, como el borde incisal. El análisis mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) permite simular condiciones clínicas controladas, evaluar la respuesta estructural del diente restaurado y describir los patrones de tensión en función del diseño de la preparación, el material restaurador y las características de la carga aplicada (Li et al., 2014; Tsouknidas et al., 2020; Üstün & Ozturk, 2018).

Aunque se han desarrollado diversos estudios que analizan el desempeño mecánico de carillas cerámicas y, en menor medida, de restauraciones indirectas de resina nanocerámica, persiste la necesidad de profundizar en la identificación localizada de los puntos de concentración de tensiones bajo diferentes ángulos de carga en el sector anterior. Muchos trabajos se han centrado en variaciones del diseño de la preparación o del tipo de cerámica, pero han evaluado principalmente un rango limitado de direcciones de carga o no han comparado

directamente materiales de rigidez distinta en un mismo modelo geométrico (Üstün & Ozturk, 2018; Abid & Mohammed, 2023; Kintopp et al., 2024). Conocer estas zonas críticas es fundamental para optimizar la selección del material restaurador, ajustar el diseño de la preparación y reducir el riesgo de fallo clínico en pacientes con distintas demandas funcionales.

En este contexto, el objetivo del presente estudio fue evaluar la distribución de tensiones y determinar los puntos críticos de concentración de fuerzas en carillas anteriores fabricadas con disilicato de litio y resina nanocerámica CAD/CAM (Lava™ Ultimate), mediante simulación computacional basada en el Método de Elementos Finitos. A partir de estos análisis, se buscó aportar evidencia biomecánica que contribuya a fundamentar la elección del material restaurador y el diseño de las carillas en el sector anterior, especialmente bajo distintas direcciones de carga oclusal.

## **Metodología**

### **Diseño del Estudio**

Se desarrolló un estudio *in silico*, de tipo experimental, comparativo y transversal, basado en el análisis tridimensional por elementos finitos del incisivo central superior permanente (diente 11) restaurado con carilla indirecta. Este enfoque permite evaluar de forma no destructiva el comportamiento biomecánico de incisivos centrales restaurados con carillas ante diferentes diseños de preparación y condiciones de carga, como señalan Abid et al. (2023), y ha sido ampliamente utilizado en la literatura para el análisis de carillas cerámicas y del patrón de distribución de tensiones en el sector anterior (Tsouknidas et al., 2020; Zarone et al., 2005).

Se definieron dos grupos experimentales según el material de la carilla indirecta, seleccionando materiales representativos de la odontología adhesiva contemporánea:

**Grupo 1 (cerámica vítrea)** carilla indirecta de disilicato de litio obtenida mediante tecnología CAD/CAM (por ejemplo, IPS e.max CAD), material ampliamente documentado por su resistencia mecánica y comportamiento clínico favorable en restauraciones estéticas anteriores (Chen et al., 2014; Li et al., 2014; Rexhepi et al., 2023).

**Grupo 2 (resina compuesta CAD/CAM)** carilla indirecta de resina nanocerámica para sistemas CAD/CAM (por ejemplo, Lava Ultimate), perteneciente al grupo de bloques de resina híbrida desarrollados para combinar la reparabilidad y capacidad de amortiguación de las resinas con la estabilidad superficial de las cerámicas (Chen et al., 2014; ElGendi et al., 2019; Ruse & Sadoun, 2014; Rexhepi et al., 2023).

En todos los modelos se mantuvieron constantes la geometría del diente 11, el diseño de la preparación, el espesor de la restauración y las condiciones de adhesión, de manera que la única variable independiente fue el material restaurador. Este control de la geometría y de las condiciones de adhesión es coherente con estudios previos de análisis por elementos finitos en incisivos centrales restaurados con carillas cerámicas, tal como señalan Abid et al. (2023), donde las variaciones en el material o en el diseño de la preparación se evalúan manteniendo fijo el resto de los parámetros (Tsouknidas et al., 2020; Zarone et al., 2005).

Para cada material se simularon tres condiciones de carga, aplicando una fuerza estática de **200 N** sobre el borde incisal del diente 11 en tres direcciones distintas respecto a su eje longitudinal:

- 0° (carga axial),
- 60° (carga oblicua moderada),
- 120° (carga oblicua severa).

La magnitud de la carga se definió considerando valores de fuerza masticatoria máxima funcional descritos para incisivos en adultos jóvenes, en un rango aproximado de 174 N a 220 N, así como trabajos de análisis por elementos finitos que aplican cargas entre 100 N y 200 N sobre incisivos centrales restaurados con carillas (Curiqueo, 2015; Abid et al., 2023; Tsouknidas et al., 2020). De esta forma se obtuvieron seis modelos numéricos (2 materiales  $\times$  3 direcciones de carga), considerados como escenarios independientes de simulación.

Se establecieron como variables de respuesta:

- las tensiones máximas de Von Mises en la restauración.
- los desplazamientos máximos de la carilla.
- y, de forma complementaria, el factor de seguridad de cada material frente a las tensiones generadas.

La selección de la tensión equivalente de Von Mises como criterio principal de análisis es consistente con estudios previos de FEA en carillas cerámicas y restauraciones adhesivas en incisivos, como señalan Abid et al. (2023), donde este parámetro se utiliza para comparar la respuesta mecánica de distintos materiales y diseños de preparación bajo condiciones de carga estática (Tsouknidas et al., 2020; Zarone et al., 2005). Los resultados se trataron como salidas deterministas propias del análisis por elementos finitos y se emplearon para comparar el patrón

de distribución de tensiones entre el disilicato de litio y la resina nanocerámica CAD/CAM bajo las diferentes condiciones de carga.

La población teórica del estudio correspondió a incisivos centrales superiores permanentes restaurados con carillas indirectas adhesivas en el sector anterior. Dado que se trató de una investigación *in silico* basada en análisis por elementos finitos, la unidad de análisis no fue un diente clínico, sino un modelo tridimensional virtual del incisivo 11. Este enfoque coincide con la metodología descrita en trabajos que modelan incisivos centrales superiores restaurados con carillas, tal como señalan Abid et al. (2023), a partir de un diente con anatomía estándar sobre el que se implementan distintas configuraciones restauradoras (Tsouknidas et al., 2020; Zarone et al., 2005).

Se elaboró un único modelo geométrico tridimensional del incisivo central superior (diente 11) con anatomía íntegra, sin caries, restauraciones previas ni alteraciones estructurales, considerado representativo de un diente sano en condiciones morfológicas estándar. Sobre este modelo se diseñó la preparación para carilla y se generaron las restauraciones indirectas, manteniendo constante la geometría de la preparación y el espesor de la carilla en todos los escenarios de simulación, siguiendo el criterio descrito por estudios de FEA que comparan el comportamiento biomecánico de diferentes materiales cerámicos o híbridos sobre un mismo diente de referencia, como reportan Abid et al. (2023), mientras que otros autores destacan la importancia de mantener parámetros geométricos constantes en modelos comparativos (Tsouknidas et al., 2020).

La muestra estuvo constituida por seis modelos numéricos derivados de la combinación entre el material restaurador y la dirección de carga aplicada. Se definieron dos grupos experimentales según el material de la carilla:

- **Grupo 1:** carilla de disilicato de litio CAD/CAM.
- **Grupo 2:** carilla de resina nanocerámica CAD/CAM.

Para cada grupo se obtuvieron tres modelos correspondientes a las cargas de 200 N aplicadas a 0°, 60° y 120° sobre el borde incisal del incisivo 11, lo que produjo tres simulaciones por material y un total de seis escenarios de análisis (n = 6 modelos numéricos).

Al tratarse de modelos computacionales deterministas, no se realizó cálculo de tamaño muestral ni muestreo probabilístico; cada simulación se consideró una unidad de observación independiente para la comparación del comportamiento biomecánico entre los dos materiales restauradores y las distintas direcciones de carga, en concordancia con el tratamiento metodológico habitual de estudios por elementos finitos en odontología restauradora adhesiva (Zarone et al., 2005).

### **Modelo geométrico**

Se construyó un modelo geométrico tridimensional del incisivo central superior permanente (diente 11) a partir del escaneado tridimensional de un modelo anatómico con morfología considerada dentro de la normalidad clínica. El procedimiento de adquisición permitió obtener la geometría externa del diente en forma de archivo STL, tal como describen Camargos et al. (2020), siguiendo metodologías empleadas para la generación de modelos

dentarios destinados a análisis biomecánicos mediante elementos finitos (Magne, 2007; Memon et al., 2016).

El archivo STL se importó a un software de diseño asistido por computadora (CAD) para depurar y optimizar la geometría, eliminando irregularidades, ruidos y artefactos derivados del proceso de escaneado. Posteriormente, se procedió a suavizar la malla, corregir discontinuidades en las superficies y convertir la malla triangulada en un modelo sólido, definiendo con precisión los contornos de la corona clínica y una porción radicular suficiente para representar el apoyo dentario en condiciones de simulación, en concordancia con protocolos previos de modelado tridimensional de incisivos centrales para estudios de elementos finitos, como señalan Camargos et al. (2020), además de lo reportado por Magne (2007) y Memon et al. (2016).

Sobre la superficie vestibular del incisivo 11 se diseñó virtualmente la preparación para carilla indirecta y la restauración correspondiente, respetando los principios de mínima invasión y procurando mantener la anatomía externa original del diente, de manera similar a lo propuesto en estudios de carillas adhesivas en incisivos centrales, como indican Kintopp et al. (2024). Se definió un espesor uniforme de la restauración en la zona vestibular y en el borde incisal, con márgenes suavemente redondeados y continuidad cervical, buscando favorecer una distribución homogénea de tensiones en el complejo diente–carilla bajo carga funcional (Li et al., 2014; Zarone et al., 2005).

La geometría final del conjunto diente–carilla se consideró lista para el proceso de mallado por elementos finitos, garantizando la congruencia entre las superficies de contacto y la continuidad volumétrica necesaria para el análisis biomecánico. La configuración final de la carilla y su adaptación sobre la superficie vestibular del incisivo 11 se ilustra en la **Figura 1**.

**Figura 1***Modelo de carilla*

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se efectuó la preparación del diente 11 de forma virtual, reduciendo de manera controlada el espesor de esmalte en las superficies vestibular e incisal. Se preservó la mayor cantidad posible de tejido dental sano y se evitaron ángulos internos agudos, siguiendo los principios de mínima invasión y de diseño biomecánicamente favorable descritos para preparaciones destinadas a carillas adhesivas en incisivos centrales (Kintopp et al., 2024; Li et al., 2014; Zarone et al., 2005). De este modo se buscó favorecer la adaptación íntima de la carilla sobre el sustrato y promover una distribución más homogénea de las tensiones en el complejo diente–restauración bajo las condiciones de carga simuladas. La pieza dental tallada resultante se aprecia en la **Figura 2**.

**Figura 2**

*La pieza dental preparada*



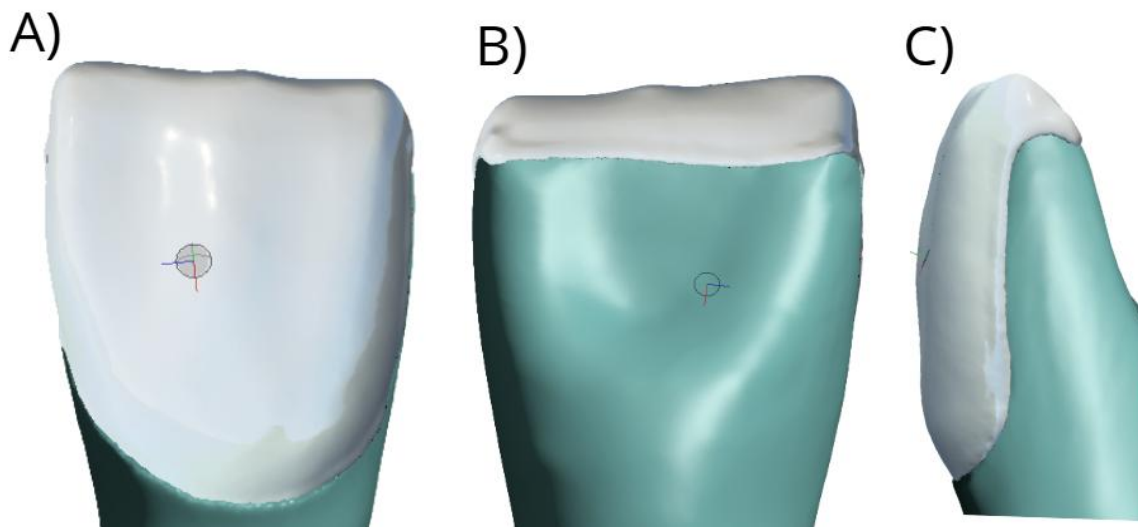
Fuente: Elaboración propia.

Una vez definida la preparación, se posicionó virtualmente la carilla sobre la superficie vestibular del incisivo 11 hasta lograr un ajuste íntimo en toda la interfase, asumiendo una adhesión ideal y la ausencia de discontinuidades en la capa de cemento, tal como se considera habitualmente en los modelos numéricos de carillas adhesivas. Bajo estas condiciones se garantizó la continuidad geométrica entre el sustrato dental y la restauración, requisito fundamental para la correcta transferencia de cargas en los análisis por elementos finitos (Abid et al., 2023; Magne, 2007; Tsouknidas et al., 2020). El conjunto diente-carilla se visualiza en distintas proyecciones en la Figura 3: vista vestibular (Figura 3A), vista palatina (Figura 3B) y

vista proximal (Figura 3C), donde se observa el espesor uniforme de la restauración y la continuidad entre los márgenes de la preparación y la carilla.

### Figura 3

*Conjunto completo que será objeto del análisis mediante elementos finitos*



Fuente: Elaboración propia.

Este proceso de diseño permitió generar una geometría digital con alta fidelidad anatómica, considerada base fundamental para el desarrollo de estudios biomecánicos *in silico* en odontología. El uso integrado de plataformas CAD-CAM y de herramientas de diseño y análisis computacional permitió asegurar la coherencia entre el modelado geométrico, el mallado y la posterior simulación numérica, tal como señalan Lahoud et al. (2024), en concordancia con lo descrito en la literatura reciente sobre modelos por elementos finitos aplicados a restauraciones adhesivas y materiales CAD-CAM (Özcan et al., 2024; Rexhepi et al., 2023; Sah et al., 2025).

## Mallado del modelo

El conjunto sólido diente–carilla se importó en el software de análisis por elementos finitos y se discretizó mediante elementos tetraédricos de segundo orden, con nodos ubicados en los vértices y en los puntos medios de las aristas. Esta configuración permitió representar con mayor precisión las curvaturas anatómicas del incisivo central y las variaciones de espesor de la carilla. El procedimiento de mallado siguió las recomendaciones habituales para estructuras dentarias complejas, incluyendo la aplicación de refinamientos locales en el borde incisal, el tercio medio vestibular y la interfase adhesiva diente–carilla para capturar adecuadamente los gradientes de tensión más relevantes (Bučević Sojčić et al., 2025; Camargos et al., 2020; Magne, 2007; Özcan et al., 2024). El tamaño nominal de los elementos osciló entre 0,10 y 0,30 mm en la restauración y la interfase adhesiva, y entre 0,30 y 0,60 mm en el resto del diente, lo que permitió mantener un equilibrio adecuado entre precisión numérica y tiempo de cálculo, tal como sugieren estudios recientes de mallado aplicado a restauraciones adhesivas y análisis CAD-CAM (Kintopp et al., 2024; Lahoud et al., 2024).

La calidad de la malla se evaluó mediante parámetros geométricos estándar, como el *aspect ratio*, la distorsión y la *skewness*, verificando que la mayoría de los elementos permaneciera dentro de los rangos óptimos y descartando aquellos degenerados o con ángulos excesivamente agudos. Este control es esencial para minimizar errores numéricos asociados a la geometría de los elementos y asegurar la estabilidad del análisis estructural en modelos dentarios de alta complejidad (Bučević Sojčić et al., 2025; Chen et al., 2024; Ruggiero et al., 2019). Finalmente, se realizó un estudio de convergencia de malla mediante la generación de cinco versiones progresivamente más densas, observándose que las variaciones relativas en la tensión

máxima de Von Mises disminuyeron hasta valores inferiores al umbral aceptado, lo que permitió seleccionar la malla final como convergente y adecuada para el análisis biomecánico (Camargos et al., 2020; Özcan et al., 2024).

**Tabla 1**

*Convergencia de malla*

Simulación	Número de nodos	Esfuerzo Von Mises (MPa)	Error relativo (%)
1	45,000	228.5	—
2	80,000	194.2	15.0
3	120,000	180.7	7.0
4	160,000	175.2	3.0
5	180,000	172.4	1.6 <2%

Fuente: Elaboración propia.

El error relativo se determinó tomando como referencia la malla más densa (quinta simulación), de acuerdo con la expresión:

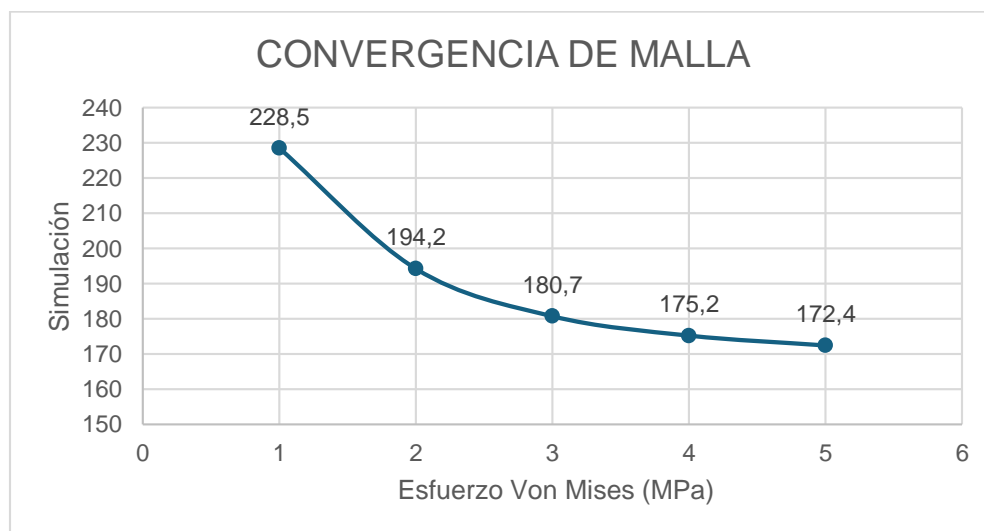
$$\text{Error relativo(\%)} = \frac{|\sigma_i - \sigma_{\text{ref}}|}{\sigma_{\text{ref}}} \times 100$$

Donde  $\sigma_i$  corresponde a la tensión máxima de Von Mises obtenida en la simulación  $i$  y  $\sigma_{\text{ref}}$  a la tensión máxima calculada en la malla de 180 000 nodos. De esta manera se cuantificó la variación de las tensiones al incrementar la densidad de la malla y se verificó la estabilidad numérica del modelo, siguiendo criterios de convergencia habitualmente empleados en análisis

por elementos finitos aplicados a estructuras dentarias y biomédicas. Los resultados evidenciaron una disminución progresiva de la tensión máxima de Von Mises conforme aumentó el número total de nodos, con errores relativos que descendieron desde aproximadamente 15,0 % en la segunda simulación hasta 1,6 % en la quinta. La Gráfica 1 muestra la curva de convergencia, donde se aprecia la estabilización de los valores de tensión a partir de aproximadamente 160 000 nodos, lo que indica que el refinamiento adicional de la malla produce cambios mínimos en la respuesta global del modelo y que la densidad seleccionada resulta adecuada para el análisis estructural planteado (Bučević Sojčić et al., 2025; Camargos et al., 2020; Lahoud et al., 2024; Ruggiero et al., 2019).

#### **Figura 4**

*Curva de convergencia de malla menor al 2 %*



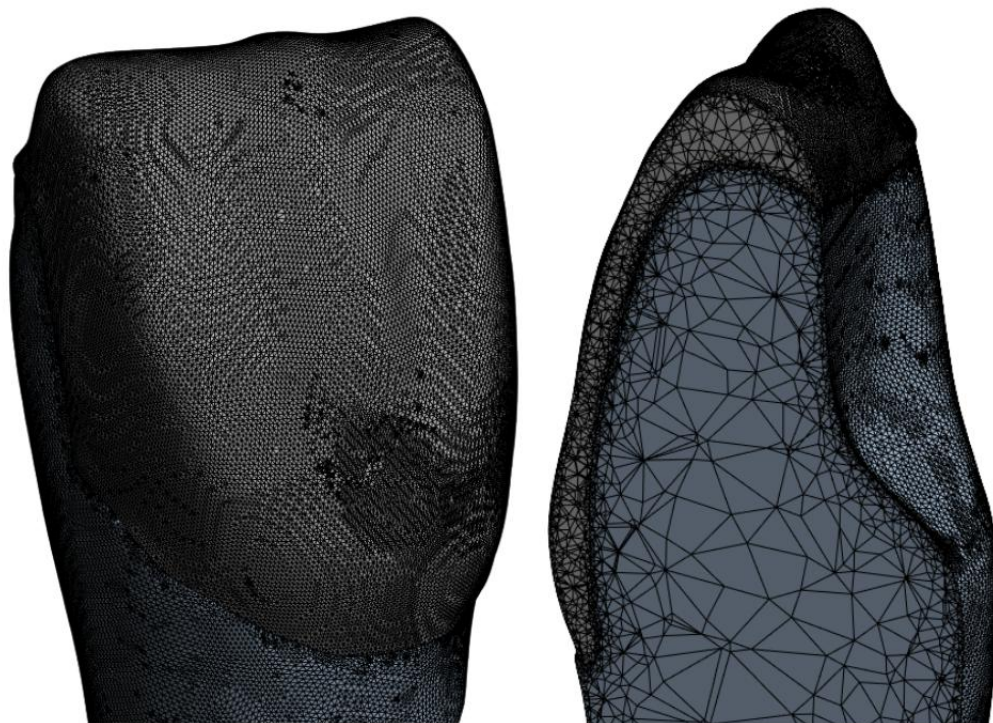
Fuente: Elaboración propia.

Con base en este análisis se seleccionó como malla definitiva la correspondiente a la quinta simulación ( $\approx 180\ 000$  nodos), por presentar un error relativo inferior al 2 %, valor

adoptado como umbral de convergencia para considerar que el refinamiento adicional no aporta cambios clínicamente relevantes en la respuesta del modelo. La Figura 5 ilustra el modelo mallado final del incisivo 11 restaurado con carilla, tanto en vista global como en un acercamiento de la región vestibular, donde se aprecia la mayor densidad de elementos en la carilla y en la interfase adhesiva en comparación con el resto de la estructura dentaria. Esta distribución permitió optimizar la resolución de las tensiones en las zonas críticas sin comprometer la viabilidad computacional del análisis, en concordancia con las estrategias de refinamiento local descritas para modelos dentarios por elementos finitos (Bučević Sojčić et al., 2025; Camargos et al., 2020; Lahoud et al., 2024; Özcan et al., 2024; Ruggiero et al., 2019).

### **Figura 5**

*El modelo definitivo mallado*



Fuente: Elaboración propia.

## Definición de materiales

En el modelo de elementos finitos se incluyeron tres dominios principales: el diente 11 (esmalte y dentina), la carilla restauradora y la capa intermedia de cemento adhesivo. Todos los materiales se idealizaron como homogéneos, isotropos y elásticamente lineales, criterio ampliamente empleado en estudios biomecánicos in silico de estructuras dentarias y restauraciones adhesivas, ya que permite simplificar el comportamiento mecánico y comparar de manera directa distintos escenarios de carga sin comprometer la validez relativa de los resultados (Grzebieluch et al., 2017; Zhang et al., 2014).

El sustrato dentario se representó mediante dos regiones diferenciadas: esmalte y dentina. Al esmalte se le asignó un módulo de elasticidad elevado y un coeficiente de Poisson relativamente bajo, coherentes con su alto contenido mineral y su comportamiento frágil, descrito en la literatura con valores de rigidez muy superiores a los de la dentina (Rees & Jacobsen, 1993; Zhang et al., 2014). La dentina se modeló con un módulo de elasticidad inferior y un coeficiente de Poisson ligeramente mayor, en concordancia con su estructura tubular, su mayor contenido orgánico y un comportamiento más tenaz y deformable, parámetros que se han empleado previamente en modelos de elementos finitos que homogenizan la dentina como material equivalente isotrópico (Grzebieluch et al., 2017).

En cuanto a la restauración, se definieron dos materiales de acuerdo con los grupos experimentales. Para el Grupo 1 se consideró una carilla confeccionada con vidrio-cerámica de disilicato de litio para sistemas CAD/CAM (IPS e.max CAD), caracterizada por un módulo de elasticidad alto, elevada resistencia a la flexión y comportamiento predominantemente frágil, lo que la convierte en un material rígido capaz de soportar cargas funcionales con mínima

deformación (Kang et al., 2013; Goujat et al., 2018). Para el Grupo 2 se modeló una carilla de resina nanocerámica CAD/CAM (tipo Lava Ultimate), es decir, una resina compuesta industrial prepolimerizada reforzada con carga cerámica, con un módulo de elasticidad significativamente inferior al del disilicato de litio y mayor capacidad de deformación, comportamiento descrito como más cercano al de la dentina y con mejor capacidad de absorción de tensiones (Albero et al., 2015; Lauvahutanon et al., 2014; Ruse & Sadoun, 2014).

La capa de cemento adhesivo se representó como una película continua entre el sustrato dentario y la carilla, asumiendo un espesor uniforme y una unión completamente adherida en ambas interfases. Se le asignaron propiedades mecánicas intermedias entre las del material restaurador y las del diente, siguiendo la aproximación habitual en modelos numéricos de restauraciones adhesivas para reproducir el comportamiento global de los sistemas de cementación resinosos sin introducir una complejidad excesiva en el modelo (Zhang et al., 2014; Goujat et al., 2018).

Las propiedades mecánicas específicas (módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson) asignadas a cada uno de los materiales —esmalte, dentina, cemento adhesivo, disilicato de litio CAD/CAM y resina nanocerámica CAD/CAM— se tomaron de la literatura disponible sobre propiedades elásticas y resistencia a la flexión de tejidos dentarios y materiales CAD/CAM, y se resumen en la Tabla 2, garantizando la coherencia del modelo con los rangos reportados experimentalmente (Rees & Jacobsen, 1993; Grzebieluch et al., 2017; Albero et al., 2015; Lauvahutanon et al., 2014; Goujat et al., 2018).

**Tabla 2**

*Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo de elementos finitos*

Material	Módulo de elasticidad, E (GPa)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )	Características adicionales
<b>Disilicato de litio (IPS e.max CAD)</b>	95	0,23	Vidrio-cerámica de alta resistencia y rigidez.
<b>Resina nanocerámica CAD/CAM (Lava Ultimate)</b>	12,8	0,30	Resina compuesta reforzada con nanopartículas cerámicas, más flexible.
<b>Esmalte dental</b>	84	0,33	Tejido más rígido y altamente mineralizado del diente.
<b>Dentina</b>	18,6	0,31	Tejido más resiliente; contribuye a la absorción y distribución de fuerzas.
<b>Cemento resinoso adhesivo</b>	7,7	0,30	Capa adhesiva que asegura la unión efectiva entre carilla y diente.

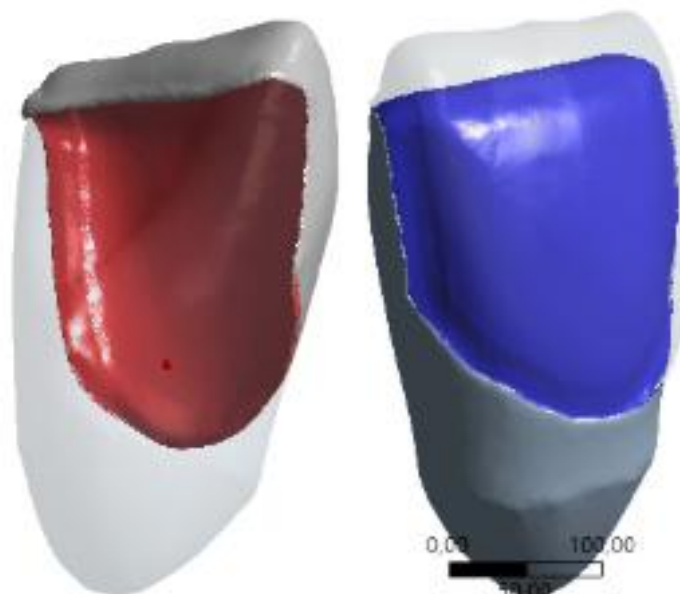
Fuente: (Rees & Jacobsen, 1993; Grzebieluch et al., 2017; Albero et al., 2015; Lauvahutanon et al., 2014; Goujat et al., 2018).

Entre la carilla y el diente se incorporó una capa delgada de cemento resinoso adhesivo, que actuó como unión tipo *bonder* entre el sustrato dentario y la restauración. Esta capa se modeló con un módulo de elasticidad intermedio y un coeficiente de Poisson similar al de las resinas compuestas, en concordancia con los valores reportados para sistemas de cementación resinosos utilizados en restauraciones cerámicas adheridas (Zhang et al., 2014; Goujat et al., 2018). Se asumió una adhesión completa, sin despegamientos ni porosidades en la interfase, con el objetivo de centrar el análisis en el efecto del material restaurador y de las condiciones de carga sobre la distribución de tensiones, tal como se plantea de forma habitual en modelos numéricos de carillas y restauraciones adhesivas (Magne, 2007; Abid & Mohammed, 2023). La

**Figura 6** muestra la distribución espacial de los materiales en el modelo, donde se distingue el volumen del diente, la carilla y la capa intermedia correspondiente al cemento adhesivo.

### **Figura 6**

*Unión tipo bonded correspondiente a la capa de cemento adhesivo*



Fuente: Elaboración propia.

### **Condiciones de carga y simulación**

La simulación numérica se realizó mediante un análisis estructural estático lineal, considerando el modelo diente–carilla en equilibrio bajo la acción de cargas oclusales puntuales, sin incluir efectos dinámicos ni térmicos. Este enfoque resulta habitual en estudios de elementos finitos aplicados a estructuras dentarias y restauraciones adhesivas, en los que se busca evaluar la distribución de tensiones bajo condiciones de carga cuasiestáticas (Atif et al., 2024; Lahoud et al., 2024; Wang & Chen, 2024).

Como condición de contorno principal, se fijó la base del diente a nivel radicular, anulando todos los grados de libertad (desplazamientos y rotaciones) de los nodos localizados en esa región. Con ello se simuló el anclaje proporcionado por el hueso alveolar, restringiendo el movimiento global del incisivo 11 y permitiendo que las deformaciones se concentraran en la corona clínica y en la restauración, de acuerdo con los criterios de modelado que emplean la fijación rígida de la región radicular o de la base ósea en estudios dentarios y de implantes (Büyük et al., 2022; Falcinelli et al., 2023; Lahoud et al., 2024). Esta zona de restricción se representa en la Figura 7, donde se observa el contorno basal del modelo completamente inmovilizado.

Las cargas funcionales se modelaron como fuerzas estáticas de 200 N, aplicadas sobre el borde incisal y las superficies funcionales del incisivo 11, de acuerdo con tres direcciones distintas con respecto al eje longitudinal del diente:  $0^\circ$  (carga axial, dirigida paralela al eje del diente),  $60^\circ$  (carga oblicua moderada, simulando contactos excéntricos durante los movimientos funcionales) y  $120^\circ$  (carga oblicua severa, con un componente de cizallamiento marcado, asociada a contactos parafuncionales o deslizamientos incisales). La elección de una magnitud de 200 N se basó en los rangos descritos para fuerzas oclusales funcionales y parafuncionales en modelos de elementos finitos, donde se ha demostrado que las cargas oblicuas generan valores de tensión notablemente superiores a las cargas axiales sobre los tejidos dentarios y los materiales restauradores (Costăchel et al., 2024; Jakupović et al., 2022; Rees, 2002).

Cada carga se aplicó como una fuerza distribuida sobre un área de contacto localizada en el borde incisal y la superficie funcional correspondiente, con el objetivo de aproximar el contacto con el diente antagonista y evitar concentraciones numéricas no realistas en un solo

nodo. Este criterio de distribución de las fuerzas sobre una superficie de contacto discreta es consistente con los protocolos de aplicación de carga utilizados en modelos dentarios por elementos finitos, en los que se busca representar de manera más fiel la interacción oclusal y reducir artefactos derivados de la aplicación puntual de la fuerza (Jakupović et al., 2022; Costăchel et al., 2024; Seo et al., 2009). En la **Tabla 3** se resumen los parámetros de la simulación, incluyendo la magnitud de la fuerza, el ángulo de aplicación y la localización del área de contacto para cada uno de los escenarios analizados.

**Tabla 3**

*Parámetros de simulación utilizados en el modelo MEF*

<b>Parámetro</b>	<b>Descripción</b>
<b>Condiciones de contorno</b>	Fijación de la base del diente para replicar el anclaje óseo.
<b>Cargas funcionales</b>	200 N, simulando las fuerzas generadas durante la masticación.
<b>Ángulos de aplicación</b>	0° (vertical), 60° y 120° (oblicuos), para representar diferentes escenarios.
<b>Puntos de aplicación</b>	Borde incisal y superficies funcionales de las carillas.

Fuente: Elaboración propia.

La **Figura 7** ilustra de forma esquemática la dirección y el sentido de las fuerzas aplicadas sobre el borde incisal del modelo, representadas por la flecha roja, mientras que la región fijada en la base radicular permanece sin desplazamiento, en concordancia con los criterios habituales de restricción empleados en modelos dentarios por elementos finitos (Büyüç et al., 2022; Falcinelli et al., 2023; Lahoud et al., 2024). De este modo, cada combinación de material restaurador (disilicato de litio o resina nanocerámica CAD/CAM) y dirección de carga

(0°, 60° y 120°) generó un escenario de simulación independiente, a partir del cual se obtuvieron las distribuciones de tensiones de Von Mises y los desplazamientos máximos para el análisis comparativo entre materiales y condiciones de carga (Atif et al., 2024; Lahoud et al., 2024).

### **Figura 7**

*Distribución de cargas aplicada sobre el conjunto restaurador y los puntos de restricción utilizados en el modelo*



Fuente: Elaboración propia.

## Hallazgos

Para caracterizar de manera cuantitativa el comportamiento mecánico de las carillas evaluadas, se determinaron, para cada una de las seis simulaciones realizadas, el esfuerzo máximo de Von Mises, la deformación máxima, el desplazamiento máximo y el factor de seguridad.

Las simulaciones 1, 2 y 3 correspondieron al disilicato de litio sometido a cargas de 200 N aplicadas a 0°, 60° y 120°, respectivamente, mientras que las simulaciones 4, 5 y 6 reprodujeron las mismas condiciones de carga para la resina compuesta. Estos parámetros permitieron comparar no solo la magnitud de las tensiones generadas por cada material bajo los distintos ángulos de carga, sino también su capacidad de deformarse y desplazarse ante dichas sollicitaciones. Adicionalmente, se identificaron las zonas críticas de concentración de tensiones, tales como la unión incisal–cemento, el borde incisal y el tercio incisal de la carilla, que representan puntos anatómicos de especial interés por su susceptibilidad a la fractura o al fallo adhesivo.

La **Tabla 4** resume los valores obtenidos en cada escenario de simulación y constituye la base numérica para la interpretación de los resultados biomecánicos.

**Tabla 4**

*Resultados estimados por simulación de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos*

Simulación	Material	Ángulo de carga (°)	Esfuerzo máx. (Von Mises, MPa)	Deformación máx. ( $\mu\epsilon$ )	Desplazamiento máx. (mm)	Factor de seguridad (FS)	Zona crítica simulada
1	Disilicato de litio	0° (vertical)	220.3	1,210	0.038	1.84	Unión incisal-cemento
2	Disilicato de litio	60° (oblicua)	258.6	1,398	0.045	1.62	Borde incisal
3	Disilicato de litio	120° (oblicua)	276.5	1,503	0.049	1.54	Tercio incisal
4	Resina compuesta	0° (vertical)	147.9	1,742	0.058	1.33	Unión incisal
5	Resina compuesta	60° (oblicua)	168.4	1,963	0.065	1.21	Ángulo incisal
6	Resina compuesta	120° (oblicua)	184.7	2,087	0.071	1.16	Borde incisal-cemento

Fuente: Elaboración propia.

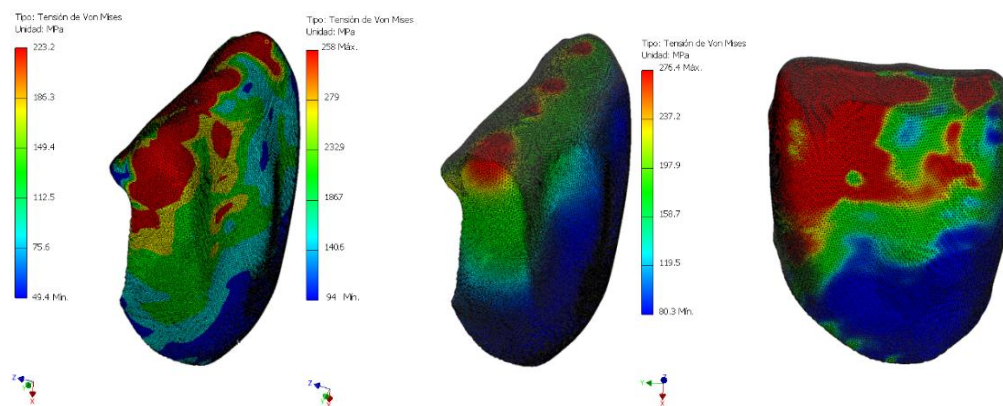
Al analizar en conjunto los datos de la **Tabla 4**, se observó que el disilicato de litio presentó sistemáticamente los valores más elevados de esfuerzo máximo de Von Mises, especialmente bajo cargas oblicuas (60° y 120°), lo que refleja su carácter más rígido y su menor capacidad de deformación elástica. En contraste, la resina compuesta mostró tensiones máximas menores, pero asociadas a valores superiores de deformación y desplazamiento, coherentes con su módulo de elasticidad más bajo y su comportamiento más flexible. El factor de seguridad permaneció por encima de 1 en todos los casos, aunque con una tendencia a disminuir a medida

que aumentó el ángulo de carga y se pasó de la cerámica a la resina, lo que indica una reducción progresiva del margen de seguridad frente al fallo.

Con el fin de complementar esta información numérica y facilitar su interpretación clínica, se generaron mapas de colores para las tensiones de Von Mises y para la deformación del sistema diente-carilla. En estas representaciones, las tonalidades que van del amarillo al rojo señalaron las áreas de mayor concentración de esfuerzos y, por tanto, las regiones potencialmente más vulnerables a la fisura o fractura del material, mientras que los colores verde y azul correspondieron a zonas de baja tensión y comportamiento mecánico dentro de márgenes seguros. La **Figura 8** muestra los mapas correspondientes al disilicato de litio en las simulaciones 1, 2 y 3 ( $0^\circ$ ,  $60^\circ$  y  $120^\circ$ ), donde se aprecia cómo las tensiones se concentran en zonas relativamente localizadas del borde y tercio incisal.

## Figura 8

### *Simulaciones 1, 2 y 3*

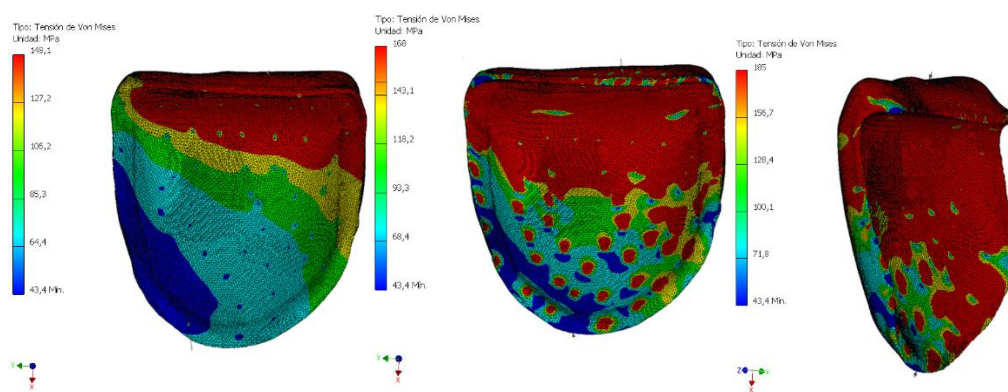


Fuente: Elaboración propia.

La **Figura 9** presenta los resultados para la resina compuesta en las simulaciones 4, 5 y 6, evidenciando una distribución de tensiones más amplia pero de menor magnitud, acompañada de desplazamientos globales mayores. Estas diferencias visuales refuerzan las tendencias observadas en la **Tabla 4** y permiten comprender de manera más intuitiva el contraste en el comportamiento biomecánico entre ambos materiales restauradores.

## Figura 9

### *Simulaciones 4, 5 y 6*



Fuente: Elaboración propia.

## Discusión

El presente estudio permitió evidenciar que la distribución de tensiones en el complejo diente-carilla estuvo fuertemente condicionada por el material restaurador y por la dirección de la carga aplicada. En las seis simulaciones analizadas se observó una concentración reiterada de tensiones de Von Mises en la región del borde incisal y en la interfaz adhesiva, especialmente bajo cargas oblicuas de  $60^\circ$  y  $120^\circ$ , lo que puso de manifiesto el carácter crítico de estas zonas frente a esfuerzos de cizallamiento. Las carillas de disilicato de litio presentaron los valores

máximos de tensión, con focos más localizados en el tercio incisal, lo que fue coherente con su elevado módulo de elasticidad y su comportamiento más rígido. En contraste, la resina nanocerámica CAD/CAM mostró tensiones máximas inferiores, pero acompañadas de mayores desplazamientos y de una distribución más amplia de los esfuerzos hacia el tercio medio de la restauración, reflejando un material más flexible y con mayor capacidad de deformación elástica. En conjunto, estos hallazgos confirmaron que el tipo de material influyó tanto en la magnitud de las tensiones como en la localización de los puntos de concentración de esfuerzos.

Al contrastar estos resultados con la literatura disponible, se observó una coherencia importante con estudios previos que evaluaron el comportamiento biomecánico de carillas y otras restauraciones adhesivas. Diversos análisis por elementos finitos han reportado que los materiales cerámicos con alto módulo de elasticidad, como el disilicato de litio, presentan mayores valores de tensión concentrados en zonas localizadas, en especial en el borde incisal y en la interfaz adhesiva, confirmando un comportamiento más rígido y menos deformable (Abid & Mohammed, 2023; Dejak & Mlotkowski, 2008). De forma complementaria, investigaciones que incluyen materiales de resina compuesta o resinas híbridas CAD/CAM describen patrones de distribución de carga más amplios, acompañados de incrementos en la deformación del material, lo que coincide con el comportamiento más flexible observado en la resina nanocerámica del presente estudio (Dejak & Mlotkowski, 2008; Mert Eren et al., 2023). Asimismo, análisis numéricos que comparan diferentes direcciones de carga han demostrado que las fuerzas oblicuas generan picos de tensión superiores a los producidos por cargas puramente axiales, especialmente en la región incisopalatina y en la interfaz adhesiva, reforzando el impacto biomecánico de las cargas a 60° y 120° observado en este modelo (Hong et al., 2010). Estas

coincidencias respaldan la veracidad y coherencia de los hallazgos del presente estudio con los patrones biomecánicos descritos previamente en la literatura.

Desde una perspectiva clínica, los resultados obtenidos refuerzan la importancia de seleccionar el material restaurador en función de las condiciones funcionales de cada paciente, y no únicamente con base en criterios estéticos. Las carillas de disilicato de litio, al concentrar mayores tensiones, pero presentar menor deformación, podrían resultar adecuadas en pacientes con demandas oclusales elevadas, siempre que el diseño de la preparación preserve la mayor cantidad posible de esmalte y se implemente un protocolo adhesivo estricto. Diversas revisiones han señalado que la adhesión predominantemente a esmalte se asocia con mejores tasas de supervivencia y menor incidencia de fallas adhesivas, incluso en seguimientos a largo plazo (Alenezi et al., 2021; AlJazairy, 2020). Por su parte, las carillas de resina nanocerámica CAD/CAM, al exhibir un comportamiento más flexible y una distribución más amplia de las tensiones, podrían ser ventajosas en escenarios clínicos donde se requiera mayor amortiguación de cargas, o en dientes con sustrato dentario parcialmente comprometido, siempre que se controle la posible susceptibilidad a la fatiga y al desgaste superficial del material (Mert Eren et al., 2023).

Las implicaciones de estos resultados también se relacionan con la longevidad clínica de las carillas. Revisiones sistemáticas han mostrado tasas de supervivencia elevadas para las carillas cerámicas, con rangos cercanos o superiores al 90 % en períodos de seguimiento de 10 años cuando se cumplen criterios de preparación conservadora, selección adecuada del caso y correcta ejecución del protocolo adhesivo (AlJazairy, 2020; Alenezi et al., 2021). No obstante, las fracturas y los desajustes marginales continúan siendo las complicaciones más frecuentes,

especialmente en pacientes con hábitos parafuncionales o con cargas oblicuas marcadas sobre el sector anterior. Estos datos guardan relación con la mayor severidad de las tensiones observada en las simulaciones con cargas a  $120^\circ$ , lo que subraya la necesidad de identificar y manejar factores de riesgo como bruxismo, contactos excéntricos inadecuados y ausencia de guías anteriores protectoras.

En este contexto, las simulaciones por elementos finitos se consolidan como una herramienta complementaria para la toma de decisiones clínicas, al permitir anticipar el comportamiento mecánico de las restauraciones bajo diferentes condiciones de carga y configuraciones de diseño. Estudios recientes han destacado el papel de los modelos *in silico* en la planificación personalizada, proporcionando información sobre la distribución de tensiones y el riesgo relativo de falla bajo diversos escenarios oclusales (Atif et al., 2024; Lahoud et al., 2024). En el caso específico de las carillas anteriores, este tipo de modelos puede contribuir a definir el material más adecuado para cada paciente, optimizar el diseño de la preparación y valorar el impacto potencial de variaciones en el espesor de la restauración o en el patrón de contactos incisales.

Sin embargo, los resultados del presente trabajo deben interpretarse considerando varias limitaciones. En primer lugar, se empleó un único modelo tridimensional de incisivo central superior, lo que no recoge la variabilidad anatómica real en cuanto a morfología coronaria, espesor de esmalte, longitud radicular o relación corona–raíz entre diferentes pacientes. En segundo lugar, todos los materiales se idealizaron como homogéneos, isotrópos y elásticamente lineales, lo que simplifica el comportamiento del esmalte, la dentina, el cemento resinoso y los materiales restauradores, tal como ocurre de manera habitual en estudios de elementos finitos en

odontología (Dejak & Mlotkowski, 2008; Hong et al., 2010). Asimismo, se asumió una unión adhesiva perfecta, sin defectos ni porosidades, y se consideraron únicamente cargas estáticas, sin incluir ciclos de fatiga, cambios térmicos, envejecimiento hidrolítico ni degradación adhesiva, factores que pueden influir de forma determinante en la respuesta clínica real de las restauraciones. Finalmente, el ligamento periodontal y el hueso alveolar se representaron de manera simplificada, por lo que el comportamiento global del sistema pudo diferir de la situación intraoral.

A pesar de estas limitaciones, el enfoque *in silico* empleado proporcionó información relevante sobre la interacción entre material restaurador, dirección de la carga y localización de las tensiones máximas, y mostró un patrón de resultados coherente con los estudios previos sobre carillas cerámicas y restauraciones adhesivas (Abid & Mohammed, 2023; Mert Eren et al., 2023). Futuras investigaciones podrían incorporar modelos más complejos que incluyan materiales con comportamiento no lineal, simulación de fatiga y condiciones de carga dinámicas, así como variaciones en el diseño de la preparación, en el espesor de la carilla y en la calidad del sustrato dentario. De igual manera, la integración de modelos con geometrías obtenidas de pacientes reales y la validación mediante ensayos experimentales *in vitro* permitirían aproximar aún más las simulaciones numéricas a la realidad clínica y optimizar la selección del material restaurador en función del perfil biomecánico individual de cada paciente.

### **Conclusiones**

El presente estudio permitió concluir que las zonas de mayor concentración de tensiones se ubicaron principalmente en la interfaz carilla–borde incisal y en el tercio incisal de la restauración, especialmente cuando se aplicaron cargas oblicuas de 60° y 120°. Estos sectores se

identificaron como puntos críticos con mayor probabilidad de iniciar procesos de fisura, fractura o fallo adhesivo en carillas anteriores sometidas a condiciones funcionales exigentes.

Las carillas elaboradas con disilicato de litio desarrollaron los valores más altos de esfuerzo máximo de Von Mises y mostraron patrones de concentración de tensiones más focalizados, acompañados de desplazamientos reducidos. Este comportamiento confirmó el carácter rígido y estable de este material frente a las cargas simuladas. En contraste, las carillas de resina compuesta presentaron tensiones máximas menores, pero asociadas a una mayor deformación y a desplazamientos más amplios, con una distribución de esfuerzos que se extendió hacia el tercio medio del cuerpo de la restauración, lo que reflejó un comportamiento mecánico más flexible y amortiguador.

Asimismo, el aumento del ángulo de carga desde  $0^\circ$  hasta  $120^\circ$  se relacionó con un incremento progresivo de las tensiones y una disminución del factor de seguridad en ambos materiales, siendo las cargas oblicuas las que generaron los picos máximos de esfuerzo y el mayor compromiso biomecánico de las restauraciones. En conjunto, estos hallazgos indican que la elección del material restaurador influye de manera directa tanto en la magnitud como en la localización de las tensiones en las carillas anteriores. Por ello, la selección entre disilicato de litio y resina compuesta debe considerar las demandas funcionales del paciente y las zonas potencialmente críticas, incorporando análisis biomecánicos como el empleado en este trabajo para fundamentar decisiones clínicas orientadas a optimizar la longevidad de las restauraciones.

## Referencias

- Abid, S. E., & Mohammed, K. G. (2023). The effect of preparation design on stress distribution in lithium disilicate laminate veneer using 3D finite element analysis. *The Open Dentistry Journal*, 17, e18742106243827. <https://doi.org/10.2174/0118742106243827230921095501>
- Ahmed, W. M., Azhari, A. A., Sedayo, L., Alhaid, A., Alhandar, R., Almalki, A., Jahlan, A., Almutairi, A., & Kheder, W. (2024). Mapping the landscape of the digital workflow of esthetic veneers from design to cementation: A systematic review. *Dentistry Journal*, 12(2), 28. <https://doi.org/10.3390/dj12020028>
- Albero, A., Pascual, A., Camps, I., & Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495–e500. <https://doi.org/10.4317/jced.52521>
- Alenezi, A., Alswed, M., Alsidrani, S., & Chrcanovic, B. R. (2021). Long-term survival and complication rates of porcelain laminate veneers in clinical studies: A systematic review. *Journal of Clinical Medicine*, 10(5), 1074. <https://doi.org/10.3390/jcm10051074>
- AlJazairy, Y. H. (2020). Survival rates for porcelain laminate veneers: A systematic review. *European Journal of Dentistry*, 14(3), 395–403. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1715914>
- Assaf, A., Azer, S. S., Sfeir, A., Al-Haj Husain, N., & Özcan, M. (2023). Risk factors with porcelain laminate veneers experienced during cementation: A review. *Materials*, 16(14), 4932. <https://doi.org/10.3390/ma16144932>

- Atif, M., Tewari, N., Manjari, R., Jaiswal, R., & Pathak, A. (2024). Methods and applications of finite element analysis in dental trauma research: A scoping review. *Dental Traumatology*, 40(4), 366–380. <https://doi.org/10.1111/edt.12933>
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587–593. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.016>
- Blackburn, C., Rask, H., & Awada, A. (2018). Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 954–958. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.016>
- Bučević Sojčić, P., Leder Horina, J., Bočkaj, N., Borojević Renić, T., Turjanski, D., Goršeta, K., Jurčević Lulić, T., & Jurić, H. (2025). Stress behaviour of an immature maxillary central incisor: A 3D finite element analysis. *Materials*, 18(10), 2305. <https://doi.org/10.3390/ma18102305>
- Büyük, F. N., Savran, E., & Karpat, F. (2022). Review on finite element analysis of dental implants. *Journal of Dental Implant Research*, 41(3), 50–63. <https://doi.org/10.54527/jdir.2022.41.3.50>
- Camargos, G. V. G. de, Sotto-Maior, B. S., Silva, W. J. da, Lazari, P. C., & Del Bel Cury, A. A. (2020). 3D finite element model based on CT images of tooth: A simplified method of modeling. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 19, e208910. <https://doi.org/10.20396/bjos.v19i0.8658910>

Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, *30*(9), 954–962.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.018>

Chen, C.-F., Huang, W.-C., Liu, S.-H., Wang, L.-L., Liu, P.-F., Chen, P.-H., & Chen, C.-M. (2024). Use of customized 3-dimensional printed mandibular prostheses with a dental implant pressure-reducing device in mandibular body defect: A finite element study performing multiresponse surface methodology. *Journal of Dental Sciences*, *19*(1), 502–

514. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2023.09.011>

Costăchel, B. C., Bechir, A., Târcolea, M., Mihai, L. L., Burcea, A., & Bechir, E. S. (2024). The stresses and deformations in the abfraction lesions of the lower premolars studied by the finite element analyses: Case report and review of literature. *Diagnostics*, *14*(8), 788.

<https://doi.org/10.3390/diagnostics14080788>

Curiqueo, A. (2015). Evaluación de la fuerza masticatoria máxima funcional en adultos jóvenes chilenos. *International Journal of Odontostomatology*, *9*(3), 443–447.

<https://doi.org/10.4067/S0718-381X2015000300014>

Dejak, B., & Mlotkowski, A. (2008). Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *Journal of Prosthetic*

*Dentistry*, *99*(2), 131–140. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60029-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60029-3)

Durand, J.-C., Slangen, P., Montresor, S., Desoutter, A., Solieman, O. Y., Fages, M., & Picart, P. (2021). Behavior of CAD/CAM ceramic veneers under stress: A 3D holographic study.

*Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 118, 104436.

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104436>

ElGendi, M. M., Rabie, K., & Zaki, A. A. (2019). One-year clinical evaluation of e.max CAD and Lava™ Ultimate laminate veneers with butt joint preparation (Randomized controlled clinical trial). *Medical Research and Innovation*, 3, 1–7.

<https://doi.org/10.15761/MRI.1000160>

Falcinelli, C., Valente, F., Vasta, M., & Traini, T. (2023). Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dental Materials*, 39(6), 539–556.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.04.002>

Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., & Grosgeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384–389. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.001>

Grzebieluch, W., Będziński, R., Czapliński, T., & Kaczmarek, U. (2017). The mechanical properties of human dentin for 3-D finite element modeling: Numerical and analytical evaluation. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 26(4), 645–653.

<https://doi.org/10.17219/acem/67441>

Hong, J., Tak, S., Baek, S., & Cho, B. (2010). The effect of the amount of interdental spacing on the stress distribution in maxillary central incisors restored with porcelain laminate veneer and composite resin: A 3D-finite element analysis. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 35(1), 30–39. <https://doi.org/10.5395/JKACD.2010.35.1.030>

- Jakupović, S., Šehić, A., Julardžija, F., Gavranović-Glamoč, A., Sofić, A., Bajsmán, A., & Kazazić, L. (2022). The influence of different occlusal loading on six restorative materials for restoration of abfraction lesions—Finite element analysis. *European Journal of Dentistry*, 16(4), 886–894. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1741376>
- Kang, S.-H., Chang, J., & Son, H.-H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(3), 134–140. <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.3.134>
- Kintopp, C. C. de A., Diogenes, A. N., Lopes, R. T., Weber, K. R., Rezende, C. E. E., Kaizer, M. da R., & Gonzaga, C. C. (2024). Stress distribution on teeth restored with veneers using various incisal preparation designs: A 3D finite element analysis study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(6), 1159.e1–1159.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.03.005>
- Komine, F., Furuchi, M., Honda, J., Kubochi, K., & Takata, H. (2024). Clinical performance of laminate veneers: A review of the literature. *Journal of Prosthodontic Research*, 68(3), 368–379. [https://doi.org/10.2186/jpr.JPR\\_D\\_23\\_00151](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_23_00151)
- Lahoud, P., Faghihian, H., Richert, R., Jacobs, R., & EzEldeen, M. (2024). Finite element models: A road to in-silico modeling in the age of personalized dentistry. *Journal of Dentistry*, 150, 105348. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105348>
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Oki, M., Finger, W. J., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for

- CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705–710.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2014-208>
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>
- Li, Z., Yang, Z., Zuo, L., & Meng, Y. (2014). A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 325–333. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.023>
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, 23(5), 539–548.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.03.013>
- Memon, S., Mehta, S., Malik, S., Nirmal, N., Sharma, D., & Arora, H. (2016). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(1), 70–74. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.167933>
- Mert Eren, M., Celebi, A. T., İçer, E., Baykaşoğlu, C., Mugan, A., Yücel, T., & Yıldız, E. (2023). Biomechanical behavior evaluation of resin cement with different elastic modulus on porcelain laminate veneer restorations using micro-CT-based finite element analysis. *Materials*, 16(6), 2378. <https://doi.org/10.3390/ma16062378>

- Munoz, A., Zhao, Z., Paolone, G., Louca, C., & Vichi, A. (2023). Flexural strength of CAD/CAM lithium-based silicate glass–ceramics: A narrative review. *Materials*, *16*(12), 4398. <https://doi.org/10.3390/ma16124398>
- Nazha, H. (2022). The influence of different ultra-thin veneer designs on the biomechanical behavior of veneer and tooth structure: A 3D finite element analysis. *SSRN Electronic Journal*. <https://doi.org/10.2139/ssrn.4002467>
- Özcan, C., Lestriez, P., Özcan, M., & Josset, Y. (2024). Finite element analysis of dental structures: The role of mandibular kinematics and model complexity. *Frontiers in Dental Medicine*, *5*, 1461909. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2024.1461909>
- Rees, J. S., & Jacobsen, P. H. (1993). The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinical Materials*, *14*(1), 35–39. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(93\)90045-9](https://doi.org/10.1016/0267-6605(93)90045-9)
- Rees, J. S. (2002). The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, *29*(2), 188–193. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00814.x>
- Rexhepi, I., Santilli, M., D’Addazio, G., Tafuri, G., Manciocchi, E., Caputi, S., & Sinjari, B. (2023). Clinical applications and mechanical properties of CAD-CAM materials in restorative and prosthetic dentistry: A systematic review. *Journal of Functional Biomaterials*, *14*(8), 431. <https://doi.org/10.3390/jfb14080431>
- Ruggiero, A., Di Amato, R., & Affatato, S. (2019). Comparison of meshing strategies in the finite element modelling. *Materials*, *12*(14), 2332. <https://doi.org/10.3390/ma12142332>

- Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232–1234.  
<https://doi.org/10.1177/0022034514553976>
- Sah, R., Teli, V., & Dhattrak, P. (2025). Dental veneers: Material comparison and finite element analysis. *AIP Conference Proceedings*, 3227(1), 020006.  
<https://doi.org/10.1063/5.0241967>
- Seo, M.-S., Shon, W.-J., Lee, W.-C., Yoo, H.-M., Cho, B.-H., & Baek, S.-H. (2009). Finite element analysis of maxillary central incisors restored with various post-and-core applications. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 34(4), 324–332.  
<https://doi.org/10.5395/JKACD.2009.34.4.324>
- Tsouknidas, A., Karaoglani, E., Michailidis, N., Kugiumtzis, D., Pissiotis, A., & Michalakis, K. (2020). Influence of preparation depth and design on stress distribution in maxillary central incisors restored with ceramic veneers: A 3D finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 151–160. <https://doi.org/10.1111/jopr.13121>
- Üstün, O., & Ozturk, A. N. (2018). The evaluation of stress patterns in porcelain laminate veneers with different restoration designs and loading angles induced by functional loads: A three-dimensional finite element analysis study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(3), 337–342. [https://doi.org/10.4103/njcp.njcp\\_45\\_17](https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_45_17)
- Wang, Y., & Chen, L. (2024). Advancements in finite element analysis for prosthodontics. *Progress in Medical Devices*, 2(4), 189–204. <https://doi.org/10.61189/974215qcjfk>

- Zarone, F., Apicella, D., Sorrentino, R., Ferro, V., Aversa, R., & Apicella, A. (2005). Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D finite element analysis. *Dental Materials*, 21(12), 1178–1188. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.014>
- Zhang, Y.-R., Du, W., Zhou, X.-D., & Yu, H.-Y. (2014). Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *International Journal of Oral Science*, 6(2), 61–69. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.21>
- Zulkiffli, S., Yeoh, O. T., Yahya, N. A., & Govindan Kutty, M. (2024). Evaluation and comparison of mechanical properties of lithium disilicate-based CAD/CAM blocks. *Sains Malaysiana*, 53(1), 217–229. <https://doi.org/10.17576/jsm-2024-5301-17>