



**Facultad De Ciencias De La Salud**

**Especialidad en Rehabilitación Oral y Prótesis Implanto Asistida**

**Tema:**

**Influencia de la rigidez del cemento en la distribución de tensiones en coronas cad-cam  
implantosoportadas cementadas.**

**Trabajo de titulación para la obtención del Título de Especialidad en  
Rehabilitación Oral y Prótesis Implanto Asistida**

**Presentado por:**

Maricela Alexandra Tanqueño Gualpa

**Tutor:**

Dra. Dayana Ávalos

**Quito, septiembre de 2025**

## Resumen

**Introducción:** La colocación quirúrgica de implantes dentales se ha consolidado como una vía eficaz para rehabilitar a pacientes edéntulos; no obstante, la ausencia de ligamento periodontal los vuelve sensibles a la sobrecarga oclusal. De ahí la importancia de una distribución adecuada de tensiones en la interfaz pilar/cemento/prótesis; esa condición sostiene el desempeño a largo plazo de la rehabilitación. **Objetivo:** Determinar cómo la rigidez del cemento modifica la distribución de tensiones en coronas CAD-CAM cementadas sobre pilares Ti-Base, mediante análisis por elementos finitos; precisar, además, la zona donde se concentran los esfuerzos. **Metodología:** Se ejecutaron simulaciones computacionales con un modelo 3D que integra implante, pilar Ti-Base, capa cementante y corona de circonio; se evaluaron tres cementos resinosos —

RelyX Ultimate, Multilink y TheraCem— con módulos de elasticidad distintos. Las corridas se realizaron bajo una carga oclusal estática de 300 N aplicada axialmente; parámetros geométricos y de contacto constantes. **Resultados:** Los cementos más rígidos (RelyX Ultimate) elevaron las concentraciones de tensiones; los más flexibles (TheraCem) mostraron un reparto más favorable de cargas, con picos atenuados. La mayor acumulación se localizó en la transición pilar–corona; específicamente en el cambio de dirección entre la plataforma del pilar y la pared interna de la corona. **Discusión:** Mayor rigidez puede reforzar la retención inicial; a cambio, incrementa el riesgo de microfisuras en la interfase cementante por concentraciones locales. Cementos con módulo menor, como TheraCem, amortiguan mejor la carga y distribuyen tensiones de manera homogénea; esa condición reduce la probabilidad de falla adhesiva. **Conclusión:** TheraCem, por su menor rigidez, exhibió un desempeño biomecánico más favorable; disminuyó las tensiones en la interfase cementante y, con ello, podría contribuir a prolongar la vida útil de restauraciones sobre implantes.

**Palabras clave:** CORONAS CAD-CAM, IMPLANTES DENTALES, CEMENTOS RESINOSOS, ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS, DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES, MÓDULO DE ELASTICIDAD.

## **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.

Maricela Alexandra Tanqueño Gualpa

**Cédula de identidad:** 1723429427

## **Dedicatoria**

Primero, a Dios, por darme la fuerza y la sabiduría para llegar hasta aquí. Su presencia ha sido mi guía en cada paso.

A mi madre y mi familia, por su amor incondicional y por ser mi mayor fuente de inspiración. Sin ustedes, nada de esto sería posible, su aliento y apoyo constante me han dado la confianza para seguir adelante.

A mis maestros, que con su dedicación me han enseñado mucho más que solo contenido académico. Gracias por su paciencia y por motivarme a superarme cada día.

A mis amigos, por su amistad, por estar ahí en los momentos buenos y no tan buenos, y por darme la energía positiva para seguir adelante.

Y, por supuesto, a los pacientes que confiaron en mí. Gracias por ser parte fundamental de este proceso.

## Índice

Resumen.....	2
Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos .....	4
Dedicatoria.....	5
Índice.....	6
Índice De Figuras.....	7
Índice De Tablas .....	8
Resumen.....	9
Abstract.....	10
Introducción .....	11
Metodología .....	13
Hallazgos.....	23
Multilink (Ivoclar) – 5 500 MPa .....	27
TheraCem (Bisco) – 3 700 MPa.....	27
Discusión.....	27
Conclusiones y recomendaciones .....	29
Referencias.....	31

## Índice De Figuras

<b>Figura 1:</b> Modelado Geométrico implante, corona.....	13
<b>Figura 2:</b> Modelado Geométrico implante, ti base.....	14
<b>Figura 3:</b> Modelado Geométrico, simulación capa cementante.....	15
<b>Figura 4.</b> Mallado de modelos.....	17
<b>Figura 5.</b> Gráfica de convergencia de malla.....	18
<b>Figura 6.</b> Condiciones de contorno .....	19
<b>Figura 7.</b> Condiciones de pretensión pilar-implante.....	20
<b>Figura 8.</b> Condiciones de frontera y contacto.....	20
<b>Figura 9.</b> Aplicación de cargas .....	21
<b>Figura 10.</b> Concentración localizada de tensiones.....	23
<b>Figura 11.</b> Distribución de deformaciones.....	24
<b>Figura 12.</b> Evaluación global del sistema restaurador.....	25

## Índice De Tablas

<b>Tabla 1.</b> Propiedades mecánicas del implante y el pilar.....	16
<b>Tabla 2.</b> Propiedades mecánicas de la corona.....	16
<b>Tabla 3.</b> Propiedades mecánicas de los cementos resinosos.....	17
<b>Tabla 4.</b> Convergencia de malla según el número de nodos.....	18
<b>Tabla 5.</b> Configuración del análisis estructural.....	21
<b>Tabla 6.</b> Resultados de tensión máxima en la capa cementante según el tipo de cemento....	22

# **INFLUENCIA DE LA RIGIDEZ DEL CEMENTO EN LA DISTRIBUCION DE TENSIONES EN CORONAS CAD-CAM IMPLANTOSOPORTADAS CEMENTADAS.**

**Maricela Alexandra Tanqueño Gualpa**

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

## **Resumen**

La colocación de implantes dentales ha mostrado ser una vía eficaz para la rehabilitación de pacientes edéntulos; no obstante, la ausencia de ligamento periodontal los vuelve sensibles a la sobrecarga oclusal. Con ese telón de fondo, el objetivo fue analizar cómo la rigidez del cemento modifica la distribución de tensiones en coronas CAD-CAM cementadas sobre Ti-Base mediante simulación por elementos finitos; interesa describir dónde se concentran los esfuerzos y cómo cambia su magnitud según el material.

Se emplearon simulaciones computacionales por elementos finitos con tres cementos resinosos —RelyX Ultimate, Multilink y TheraCem—; el modelo incluyó un implante con conexión de cono Morse, un componente Ti-Base recto con tornillo pasante, una lámina cementante uniforme de 30  $\mu\text{m}$  y una corona de circonio. Se aplicó una carga oclusal estática de 300 N en dirección axial; las corridas se ejecutaron en ANSYS con mallado refinado para asegurar estabilidad numérica.

Los resultados fueron consistentes; el cemento de mayor rigidez (RelyX Ultimate) alcanzó una tensión máxima de 110,5 MPa, mientras que el de menor módulo (TheraCem) registró 95,2 MPa y mayor capacidad de deformación. Las tensiones se concentraron, de forma repetida, en la franja vertical de la película cementante ubicada en la transición entre la

plataforma del Ti-Base y la pared axial interna de la corona; ese quiebre geométrico actúa como zona de acumulación.

Estos hallazgos concuerdan con reportes previos que asocian módulos altos del cemento con picos más marcados de esfuerzo; tal patrón podría predisponer a fallas en la restauración bajo cargas funcionales. De allí la

lectura práctica; optar por cementos con módulo más bajo puede contribuir a mejorar la disipación de carga y, con ello, la durabilidad de las restauraciones implantosoportadas.

**Palabras clave:** CORONAS CAD-CAM, IMPLANTES DENTALES, RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS, CEMENTOS RESINOSOS, ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS, DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES, MÓDULO DE ELASTICIDAD.

### **Abstract**

Dental implant placement has proven to be an effective approach for the rehabilitation of edentulous patients; however, the absence of the periodontal ligament makes them sensitive to occlusal overload. Against this background, the objective was to analyze how cementum stiffness modifies stress distribution in CAD-CAM crowns cemented to Ti-Base using finite element simulation. The objective was to describe where stresses are concentrated and how their magnitude changes depending on the material.

Finite element simulations were used with three resin cements—RelyX Ultimate, Multilink, and TheraCem—the model included an implant with a Morse taper connection, a straight Ti-Base component with a through screw, a uniform 30  $\mu\text{m}$  luting membrane, and a zirconia crown. A static occlusal load of 300 N was applied in the axial direction; the runs were executed in ANSYS with refined meshing to ensure numerical stability.

The results were consistent; The cement with the highest stiffness (RelyX Ultimate) reached a maximum stress of 110.5 MPa, while the cement with the lowest modulus (TheraCem) recorded 95.2 MPa and a greater deformation capacity. Stresses were repeatedly concentrated in the vertical strip of the cementing film located at the transition between the Ti-Base platform and the internal axial wall of the crown; this geometric break acts as a stress accumulation zone.

These findings are consistent with previous reports associating high cement moduli with more pronounced stress peaks; such a pattern could predispose restorations to failure under functional loads. Hence the practical interpretation: opting for cements with a lower modulus can contribute to improved load dissipation and, therefore, the durability of implant-supported restorations.

**Keywords:** CAD-CAM crowns, dental implants, implant-supported restorations, resin cements, finite element analysis, stress distribution, elastic modulus.

## Introducción

La cirugía con implantes dentales se asume hoy como una terapia predecible para rehabilitar a pacientes edéntulos parciales y totales; el objetivo a largo plazo es devolver la función masticatoria y conservar un nivel óseo sano alrededor de los implantes, con resultados estables en el tiempo (Epifania et al., 2023). Estos dispositivos son sensibles a la sobrecarga oclusal porque, a diferencia de los dientes naturales, no cuentan con ligamento periodontal que amortigüe las fuerzas; por eso la planificación protésica exige entender cómo se distribuye la tensión dentro del conjunto pilar–cemento–prótesis, modulada por la

geometría y por el material elegido para la restauración (Sukkasam et al., 2024; Penteado et al., 2019).

La elección del material restaurador incide de forma directa en la transmisión de tensiones al hueso periimplantario; en los últimos años se han expandido las alternativas CAD/CAM con distintos módulos de elasticidad y, en paralelo, se ha puesto la mirada en el agente cementante porque su combinación puede potenciar o limitar la capacidad de absorción de impactos (Rosentritt M et al., 2018). Se acepta que un espacio de cemento entre 20 y 40  $\mu\text{m}$  favorece el asentamiento completo de una corona convencional

; bajo esas condiciones, un material que optimice la distribución de tensiones en la interfaz adhesiva durante la carga oclusal puede reducir incidentes clínicos y mejorar la tasa de éxito (Hassan & Goo, 2021; Tribst et al., 2019).

Los sistemas CAD/CAM no están exentos de discrepancias en la superficie interna de la restauración; sin embargo, suelen ser menores que en técnicas analógicas y no deberían afectar de forma relevante la retención si se controlan los parámetros de fabricación (Carnaggio, T. V., 2012). En ese marco, la selección de materiales se vuelve decisiva cuando se evalúa la absorción de fuerzas de todo el sistema; aunque el conjunto implante-prótesis no replicará la amortiguación de un diente natural, una combinación adecuada entre la corona y el cemento puede mejorar la resistencia mecánica y la capacidad de disipar cargas en restauraciones soportadas por implantes (Taha & Sabet, 2021).

Diversos trabajos con Análisis de Elementos Finitos han explorado cómo los materiales restauradores, los componentes protésicos y sus variantes modifican la distribución de tensiones en el implante y en el hueso circundante; este método, nacido en ingeniería aeronáutica a mediados de la década de 1960, fue trasladado tempranamente a la

biomecánica de implantes por Weinstein y abrió un campo fértil de simulación en odontología (Kaleli, 2019; Desai et al., 2023).

Bajo una carga oclusal de 300 N, se ha mostrado mediante elementos finitos que un cemento resinoso con módulo elástico más alto y 0,2 mm de espesor genera un patrón de tensiones más favorable; además, cuanto menor es el módulo elástico de la corona cerámica, menor es la magnitud de tensiones internas, mientras que el componente protésico intermedio no evidencia cambios relevantes en su respuesta mecánica, concentrándose los picos en su cara superior y en la unión con el implante (Assaf et al., 2021; Ausiello et al., 2023). A partir de esta evidencia, el presente estudio se plantea medir la influencia de la rigidez del cemento en la distribución de tensiones de coronas CAD/CAM cementadas sobre abutments Ti-Base mediante Análisis de Elementos Finitos; con ello se espera aportar criterios prácticos para la selección material–cemento en rehabilitación implantosoportada.

### **Metodología**

Se diseñó un estudio experimental in silico sustentado en simulaciones por elementos finitos; el objetivo es analizar cómo la rigidez del cemento modifica la distribución de tensiones en coronas CAD-CAM implantosoportadas. El modelo virtual reproduce el comportamiento biomecánico del conjunto bajo condiciones controladas; se prescinde de ensayos físicos y, a cambio, se gana precisión en el análisis y visibilidad sobre zonas de concentración de esfuerzos.

Para ello se construyó un modelo tridimensional representativo de una restauración sobre implante que integra cuatro componentes: un implante de conexión tipo cono Morse, un pilar recto Ti-Base con tornillo pasante, una capa cementante y una corona de circonio; cada pieza se definió con su geometría propia y con propiedades mecánicas específicas.

Se programaron tres simulaciones independientes, una por cada cemento resinoso considerado: RelyX Ultimate (3M), Multilink (Ivoclar) y TheraCem (Bisco). Estos materiales difieren en su módulo de elasticidad; mantener constantes las condiciones geométricas y de carga en las tres corridas permite que la única variable sea el tipo de cemento, lo que facilita comparar su influencia en la distribución de tensiones dentro del sistema restaurador.

El análisis estructural se ejecutará en ANSYS siguiendo una secuencia ordenada: modelado geométrico; asignación de materiales; mallado del conjunto; aplicación de condiciones de contorno y de cargas funcionales; procesamiento de resultados. La carga aplicada corresponde a 300 N oclusales en dirección axial, en régimen estático; con ello se emulan condiciones masticatorias habituales.

Con los resultados se evaluarán parámetros críticos: tensiones equivalentes de Von Mises, deformaciones y desplazamientos totales; el propósito es caracterizar el comportamiento biomecánico del complejo implante–cemento–corona e identificar qué cemento ofrece un desempeño más favorable en términos de resistencia y disipación de cargas.

El modelo 3D se desarrolló en software CAD para representar con fidelidad una restauración implantosoportada; la geometría incluye el implante tipo cono Morse, el pilar recto Ti-Base con tornillo pasante, la lámina cementante y la corona de circonio, configurados para interactuar como un sistema único durante la simulación.

**Figura 1.** Modelado Geométrico implante, corona



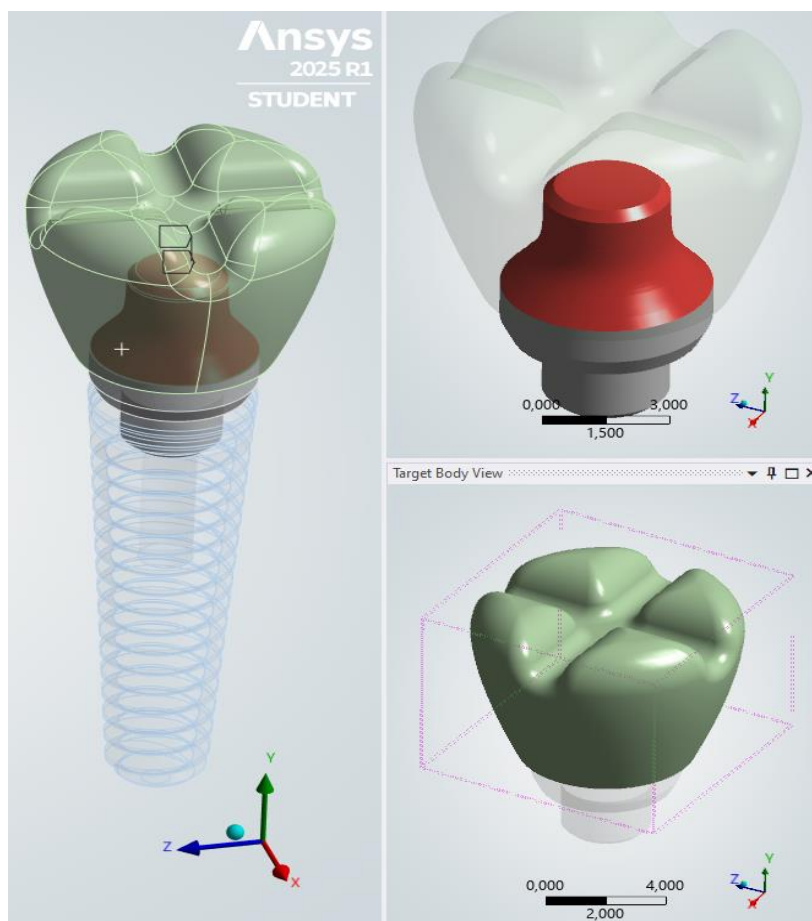
El implante modelado corresponde al sistema EPIKUT con conexión cónica interna; 3,8 mm de diámetro por 10 mm de longitud. El pilar recto tipo Ti-Base, compatible con dicho implante, se configuró con 3,3 mm de diámetro, 4 mm de altura de cementación y 3,5 mm de porción transmucosa; sobre este se ubicó una corona anatómica de premolar o molar en circonio, diseñada con parámetros estandarizados para asegurar comparabilidad entre corridas. La intención es clara; describir un conjunto protésico realista sin añadir complejidades innecesarias que distraigan del objetivo del estudio.

**Figura 2.** Modelado Geométrico implante, ti base



La capa cementante núcleo del análisis se representó como una interfase continua entre la superficie interna de la corona y el pilar. Se le asignó un espesor uniforme de  $30\ \mu\text{m}$  ( $0,03\ \text{mm}$ ); valor dentro del rango clínico aceptado de  $20$  a  $40\ \mu\text{m}$ . Dadas las limitaciones que conlleva discretizar espesores tan reducidos, la unión se definió de tipo “bonded” para simular adhesión perfecta entre ambas superficies; a esa junta se le parametrizaron las propiedades de cada cemento resinoso evaluado, incorporando módulo de elasticidad y coeficientes de adhesión según correspondía en cada simulación. Con ello se mantiene el control sobre la variable que interesa y se evita introducir artefactos numéricos que distorsionen los resultados.

**Figura 3.** Modelado Geométrico, simulación capa cementante



Como el objetivo es examinar la distribución de tensiones en la junta cementante, la geometría del implante y de la corona se idealizó de manera deliberada; esta simplificación prioriza recursos computacionales en la zona crítica y permite aumentar la resolución local del mallado sin penalizar la validez biomecánica del conjunto. Se favorece, así, una lectura nítida de los gradientes de esfuerzo; no se altera la esencia del comportamiento estructural que interesa documentar.

Todos los componentes se integraron en un ensamblaje completo y se exportaron al software de simulación estructural; se generaron y archivaron imágenes del modelo tridimensional por componente y del conjunto armado como evidencia del proceso de modelado. Este repositorio gráfico cumple doble propósito; trazabilidad del flujo de trabajo y soporte visual para la interpretación de resultados.

Para el análisis por elementos finitos, cada pieza recibió propiedades mecánicas específicas obtenidas de literatura científica y de fichas técnicas referenciales. Se consideraron el módulo de elasticidad (Young), el coeficiente de Poisson y la densidad; parámetros suficientes para reproducir una respuesta realista bajo cargas funcionales. Las asignaciones se realizaron asumiendo comportamiento lineal elástico e isotrópico; materiales continuos y homogéneos en cada dominio, lo que facilita la comparación entre cementos y reduce la interferencia de variables externas.

A continuación, se presenta el resumen tabulado de los parámetros mecánicos utilizados en el modelo; esta síntesis permite identificar de un vistazo las constantes materiales aplicadas a implante, Ti-Base, capa cementante y corona de circonio, asegurando coherencia entre simulaciones y transparencia metodológica.

**Tabla 1.** Propiedades mecánicas del implante y el pilar

Componente	Módulo de elasticidad (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )
Implante (Titanio grado IV)	110	0.34	4500
Pilar Ti-Base (Titanio grado V)	114	0.34	4430

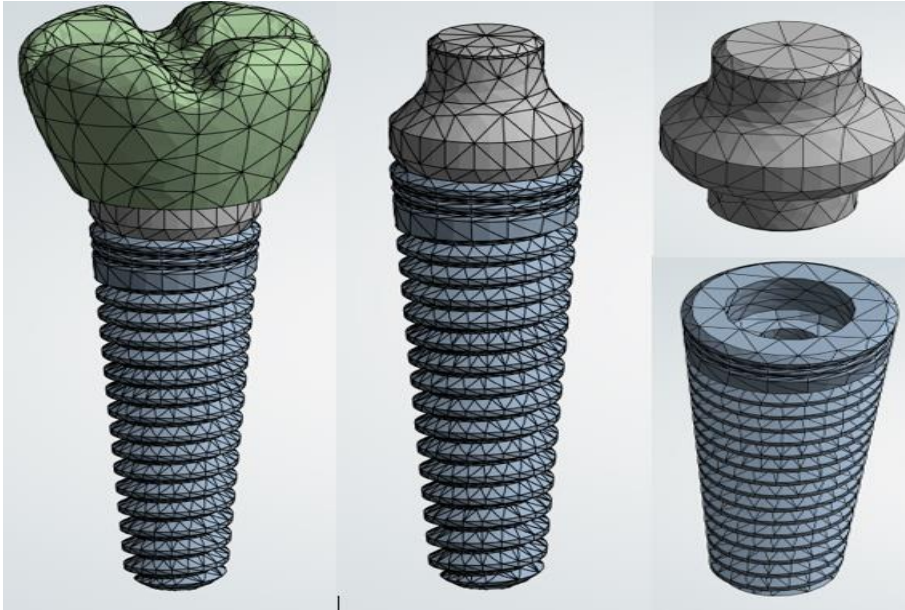
**Tabla 2.** Propiedades mecánicas de la corona

Material de la corona	Módulo de elasticidad (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )
Circonio (Y-TZP)	210	0.30	6000

**Tabla 3.** Propiedades mecánicas de los cementos resinosos

Cemento resinoso	Módulo de elasticidad (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )
RelyX Ultimate (3M)	8.3	0.30	2200
Multilink (Ivoclar)	5.5	0.30	2100
TheraCem (Bisco)	3.7	0.30	2000

Las diferencias en el módulo de elasticidad entre los cementos seleccionados permiten observar cómo cambia la distribución de tensiones según la rigidez del agente cementante; ese contraste guía el análisis y marca el hilo conductor de las comparaciones. La discretización del modelo se realizó con el generador de mallas de ANSYS; primero se construyó una malla base con elementos tetraédricos y parámetros estándar para ejecutar una corrida inicial, verificar la integridad geométrica y descartar interferencias numéricas antes de refinar.

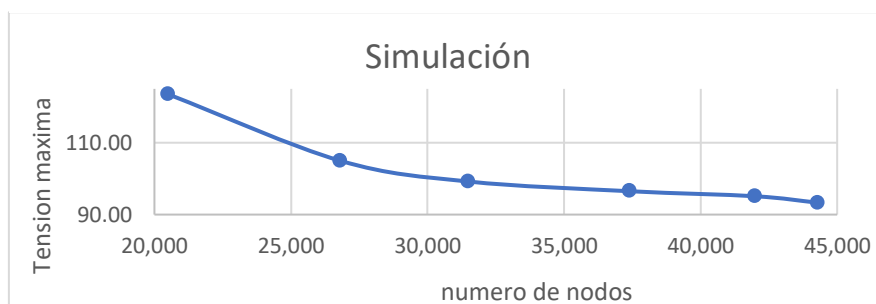


Tras la validación preliminar se aplicaron refinamientos sucesivos hasta alcanzar convergencia; el objetivo fue que los picos de tensión no cambien al incrementar nodos y elementos, cuidando el equilibrio entre precisión y costo computacional. El recuento de nodos osciló entre ~20 000 y ~45 000; en cada simulación se registró la tensión equivalente de Von Mises en la capa cementante como variable de interés. Se fijó un criterio de aceptación claro; error relativo  $< 2\%$  entre mallas consecutivas, de modo que cualquier variación residual quede por debajo de ese umbral y no distorsione la lectura comparativa entre cementos.

A continuación, se presenta la tabla resumen de las simulaciones realizadas; incluye para cada malla el tamaño característico, el número de nodos y elementos, la tensión Von Mises máxima en la interfase cementante, y el error relativo respecto del refinamiento inmediato anterior.

**Tabla 4.** Convergencia de malla según el número de nodos

Simulación	Número de nodos	Tensión máxima (MPa)	Error relativo respecto a anterior (%)
1	20.500	123,5	—
2	26.800	105,0	15,00 %
3	31.500	99,2	5,52 %
4	37.400	96,5	2,72 %
5	42.000	95,1	1,45 %
6	44.300	93,3	1,89 %

**Figura 5.** Gráfica de convergencia de malla

Tras esa verificación se aplicaron refinamientos sucesivos hasta lograr convergencia numérica; el criterio fue que las tensiones máximas no cambien de forma apreciable al incrementar nodos y elementos, cuidando el balance entre precisión y costo computacional. El conteo de nodos osciló entre ~20 000 y ~45 000; en cada simulación se registró la tensión equivalente de Von Mises en la capa cementante como variable prioritaria. Se adoptó un umbral de aceptación exigente; error relativo < 2 % entre mallas consecutivas.

Como se aprecia, la variación en los picos de tensión desciende a medida que aumenta el número de nodos, alcanzando un error relativo menor al 2 % desde la tercera corrida; ello confirma la convergencia y valida el mallado seleccionado para el análisis definitivo.

Con el objetivo de emular el comportamiento biomecánico del sistema restaurador, se configuraron condiciones de contorno, contacto y carga propias de un análisis estructural estático en ANSYS. Se impuso restricción total de movimiento en la zona inferior del implante —una fijación rígida que representa osteointegración completa—; esta suposición es

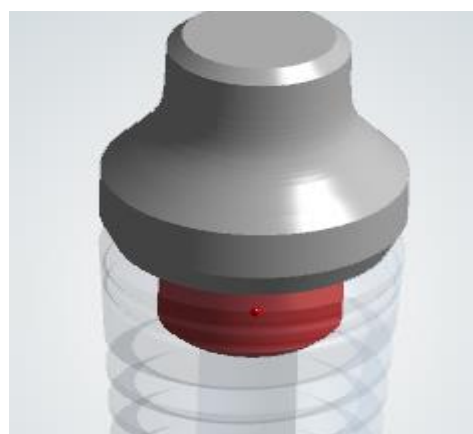
habitual en FEA aplicada a implantología y permite aislar el efecto del cemento sin introducir variaciones del soporte óseo.

**Figura 6.** Condiciones de contorno



Entre el componente Ti-Base y el implante se definió una pretensión que reproduce el apriete del tornillo pasante; con ello se garantiza continuidad mecánica en la interfaz y se estabiliza el conjunto durante la carga.

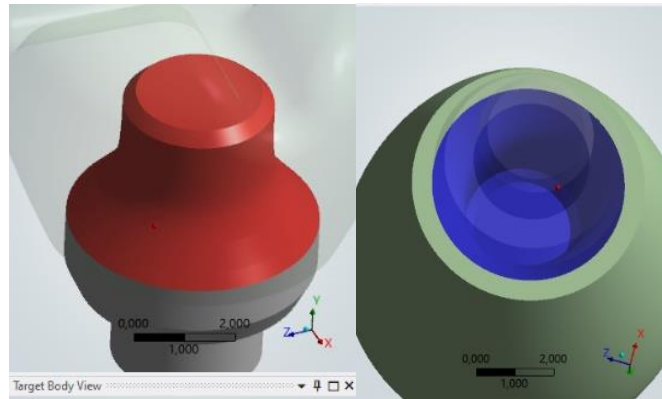
**Figura 7.** Condiciones de pretensión pilar-implante



La unión Ti-Base–corona se modeló como una interfase cementante “bonded” con espesor uniforme de 30  $\mu\text{m}$  (0,03 mm); esa lámina representa el agente cementante y constituye la variable del estudio. A esta capa se le asignaron parámetros según cada cemento

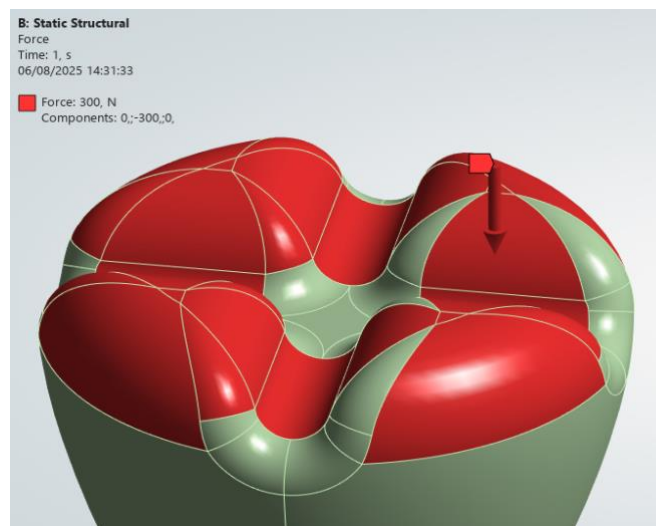
resinoso, ajustando módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson para cuantificar su efecto en la respuesta global.

**Figura 8.** Condiciones de frontera y contacto



El resto de los contactos del sistema (implante–Ti-Base, Ti-Base–cemento y cemento–corona) se consideró perfectamente adherido; sin deslizamiento, sin fricción, sin separación, en línea con modelos previos de la literatura. La carga aplicada fue oclusal estática de 300 N en dirección axial, localizada en la cúspide funcional de la corona; magnitud seleccionada a partir de valores medios reportados para restauraciones posteriores y adecuada para comparar el desempeño entre cementos bajo una condición funcional habitual.

**Figura 9.** Aplicación de cargas



**Tabla 5.** Configuración del análisis estructural

<b>Configuración</b>	<b>Detalle técnico</b>
<b>Fijación</b>	Base del implante completamente restringida (osteointegración ideal)
<b>Pretensión</b>	Aplicada entre implante y pilar (ajuste del parafuso)
<b>Interfaz cemento-corona</b>	Unión tipo “bonded” con espesor de 30 $\mu\text{m}$ ; propiedades del cemento parametrizadas
<b>Contacto pilar-implante</b>	Adherido sin fricción ni separación
<b>Tipo de análisis</b>	Estático estructural en ANSYS
<b>Carga aplicada</b>	300 N en dirección axial sobre la superficie oclusal de la corona
<b>Materiales analizados</b>	RelyX Ultimate, Multilink, TheraCem

### Hallazgos

El análisis por elementos finitos permitió caracterizar la distribución de tensiones y deformaciones en coronas CAD-CAM cementadas sobre Ti-Base; se compararon tres cementos resinosos con módulos de elasticidad distintos. Las simulaciones se ejecutaron con una carga oclusal estática de 300 N aplicada en dirección axial; el interés se centró en la lámina cementante, tratada como la variable prioritaria del estudio por su influencia directa en la respuesta del conjunto.

En la Tabla 6 se presentan los valores de tensión máxima (von Mises) obtenidos en la interfase cementante para cada material; la tendencia es consistente. Los cementos más rígidos concentraron mayores esfuerzos; aquellos con módulo más bajo mostraron un reparto de cargas más favorable, con picos atenuados y gradientes menos abruptos sin comprometer la estabilidad global.

**Tabla 6.** Resultados de tensión máxima en la capa cementante según el tipo de cemento

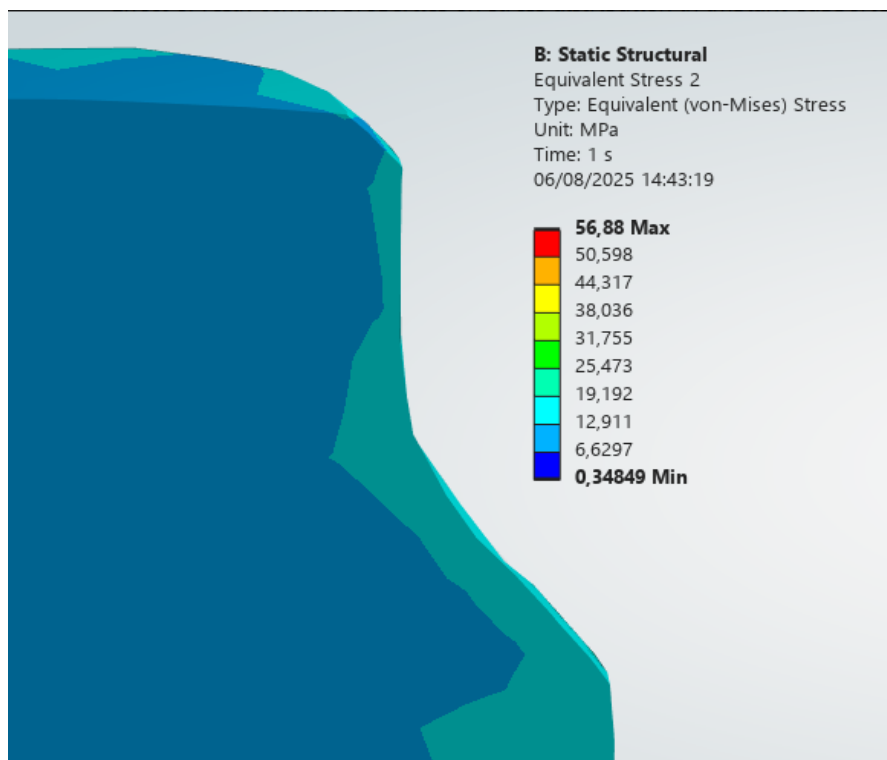
<b>Cemento resinoso</b>	<b>Tipo de diente</b>	<b>Módulo de elasticidad (MPa)</b>	<b>Tensión máxima (MPa)</b>	<b>Deformación máxima (mm)</b>
<b>RelyX Ultimate (3M)</b>	Premolar	8300	110,527	0,000121
<b>RelyX Ultimate (3M)</b>	Molar	8300	110,312	0,000118
<b>Multilink (Ivoclar)</b>	Premolar	5500	101,843	0,000139
<b>Multilink (Ivoclar)</b>	Molar	5500	101,615	0,000134
<b>TheraCem (Bisco)</b>	Premolar	3700	95,276	0,000161

<b>TheraCem (Bisco)</b>	Molar	3700	95,041	0,000158
-----------------------------	-------	------	--------	----------

Los valores de tensión máxima (von Mises) en la interfase muestran un patrón claro; a mayor rigidez del cemento, mayor concentración de esfuerzo. Los materiales con menor módulo redistribuyen mejor las cargas y suavizan gradientes locales.

En todos los modelos se observó la mayor concentración de tensiones en el tramo vertical del cemento, justo en la transición entre la plataforma horizontal del pilar y la pared axial interna de la corona; ese quiebre geométrico actúa como discontinuidad y eleva las magnitudes del esfuerzo.

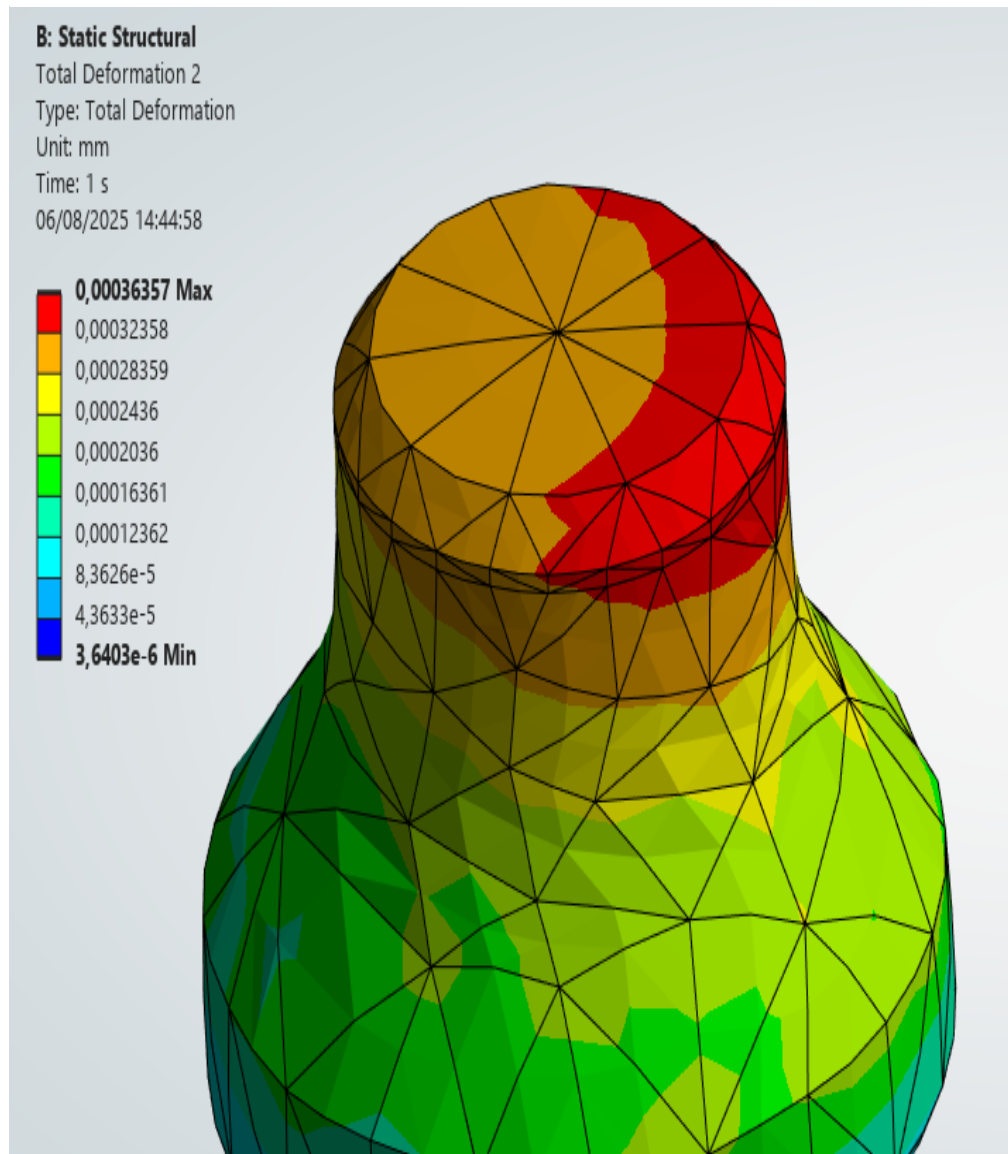
**Figura 10.** Concentración localizada de tensiones



La deformación total replicó esa lógica. El máximo desplazamiento se ubicó en el mismo punto de transición —plataforma del pilar/cara vertical de la corona—; este hallazgo

tiene lectura clínica directa, porque deformaciones repetidas en esa zona podrían degradar el cemento con el tiempo y comprometer retención y estabilidad.

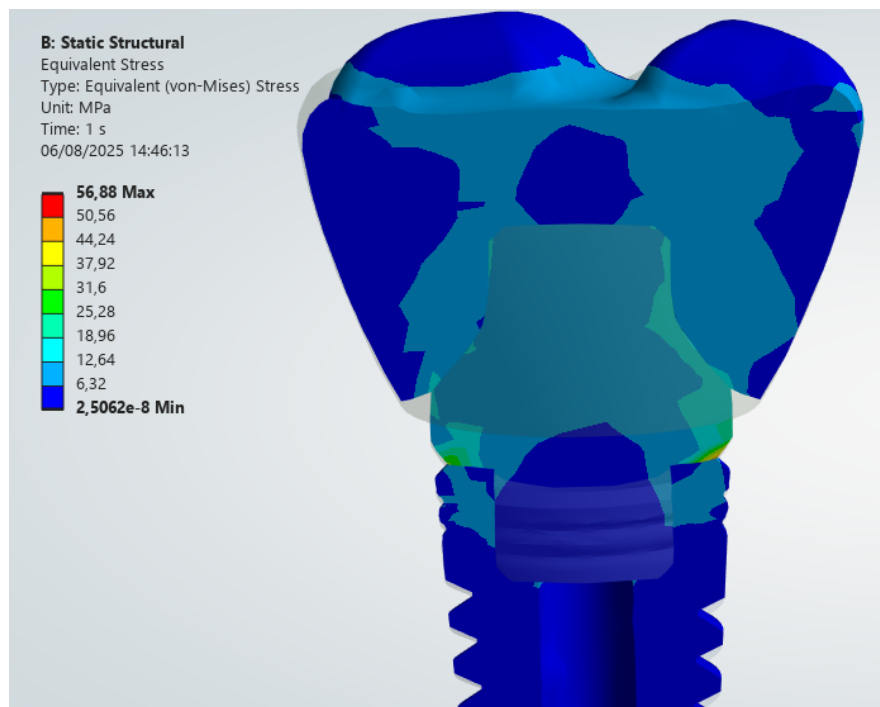
**Figura 11.** Distribución de deformaciones



En la simulación del conjunto implante–pilar–corona para una restauración posterior, la vía principal de transmisión de carga recae sobre el pilar; el cemento no lleva la mayor parte del esfuerzo, pero sí concentra tensiones en la región descrita y, por ello, se reconoce como el eslabón más vulnerable del conjunto.

La Figura 12 exhibe la distribución global de tensiones; resalta, otra vez, que el diseño geométrico de la interfase y la rigidez del cemento condicionan el comportamiento biomecánico del sistema.

**Figura 12.** Evaluación global del sistema restaurador



Con los números sobre la mesa, la tendencia es consistente; más rigidez implica más concentración de tensiones en la película cementante, mientras que módulos menores favorecen la disipación y toleran pequeñas deformaciones sin perder funcionalidad.

### **RelyX Ultimate (3M) – 8 300 MPa**

Tensión máxima 110,5 MPa; deformación 0,00012 mm. Su alta rigidez limita la capacidad del cemento para absorber energía; la carga se transmite con mayor dureza hacia las interfaces, en particular hacia el contacto con el pilar. Puede favorecer una retención inicial firme; a cambio, eleva el riesgo de concentraciones marcadas en geometrías con cambios de dirección como la evaluada, con posibilidad de microfisuras o delaminación con el paso de los ciclos.

**Multilink (Ivoclar) – 5 500 MPa**

Tensión máxima 101,8 MPa; deformación 0,00014 mm. Ofrece un balance razonable entre resistencia y flexibilidad; disipa parte de la carga sin perder soporte. La zona vertical del cemento sigue mostrando picos apreciables, aunque inferiores a los de RelyX; se perfila como alternativa cuando conviene cierta amortiguación sin ceder demasiado en rigidez global.

**TheraCem (Bisco) – 3 700 MPa**

Tensión máxima 95,2 MPa; deformación 0,00016 mm. Su módulo más bajo habilita mejor redistribución de cargas; se atenúan las concentraciones en las interfaces críticas. Este reparto más uniforme reduce la probabilidad de falla del cemento, alarga la vida de la unión y protege componentes rígidos como el pilar y la corona. La mayor deformación observada permanece en un rango pequeño ( $10^{-5}$  a  $10^{-4}$  mm); no representa un problema clínico en sí, más bien aporta amortiguación útil frente a cargas funcionales.

**Discusión**

Los resultados permiten mirar con más detalle la incidencia del módulo de elasticidad del cemento resinoso sobre el comportamiento biomecánico de restauraciones CAD-CAM cementadas sobre Ti-Base; la zona que concentró tensiones y deformaciones se repitió una y otra vez en la franja vertical del cemento, justo en la unión Ti-Base–corona. Ese punto coincide con la transición geométrica entre la plataforma horizontal del componente intermedio y la pared axial interna de la corona; el patrón se mantuvo en todas las simulaciones sin importar el material.

En el plano cuantitativo se observó una relación directa entre rigidez y picos de esfuerzo; RelyX Ultimate (8 300 MPa) elevó las tensiones máximas, mientras que TheraCem

(3 700 MPa) mostró valores menores y mayor capacidad de deformación. La lectura es coherente; materiales más duros transmiten carga con menos amortiguación y concentran gradientes, materiales más flexibles reparten esfuerzos con mejor continuidad.

Este comportamiento concuerda con Assaf et al. (2021); al modelar estructuras de dióxido de circonio, mostraron que incrementos en módulo o espesores desfavorables del cemento llevan a picos más altos en las interfaces, en tanto que módulos más bajos alisan la distribución. La coincidencia no es trivial; refuerza que el cemento actúa como capa de transición mecánica y que su rigidez condiciona cómo se propagan las cargas en la interfaz adhesiva.

Asimismo, los hallazgos están alineados con Ausiello et al. (2023); al analizar coronas implantosoportadas fabricadas con resinas CAD-CAM, identificaron la vecindad del cuello del componente intermedio como área especialmente susceptible a picos cuando coinciden materiales rígidos en corona y cemento. Concluyeron que la elección de materiales con cierta capacidad de amortiguación reduce el estrés en la unión adhesiva; esa lectura se ve reflejada aquí con el desempeño observado de TheraCem.

He et al. (2021) profundizaron en las propiedades del cemento resinoso para coronas sobre implantes y destacaron dos variables con impacto directo: módulo de elasticidad y espesor. Según sus simulaciones, mayores rigideces producen respuesta más frágil y acumulación local de tensiones; lo que se replica en este trabajo con RelyX Ultimate. Al ajustar el módulo hacia valores intermedios o bajos, la transferencia de carga se vuelve más homogénea; descienden los picos y mejora la tolerancia a la deformación.

Desde una mirada clínica conviene ponderar no solo la geometría de la restauración; también las propiedades de los cementos disponibles —RelyX Ultimate (3M), Multilink (Ivoclar), TheraCem (Bisco)—. Un material rígido puede dar una retención inicial firme; sin

embargo, incrementa el riesgo de concentraciones en zonas de cambio de dirección, con potencial de delaminación o microfisuras en la película cementante. Módulos más bajos favorecen la disipación y disminuyen el castigo en la unión; algo especialmente pertinente cuando la restauración trabaja con cargas elevadas.

Este estudio, al dialogar con la literatura citada, aporta un criterio operativo: optar por cementos de módulo bajo —como TheraCem— puede ser una estrategia razonable para prolongar la durabilidad de restauraciones implantoportadas; más aún en casos con oclusión exigente o geometrías complejas en la unión Ti-Base–corona.

### **Conclusiones y recomendaciones**

TheraCem (Bisco) mostró el comportamiento más conveniente para proteger la interfase cementante; opera como modulador de la carga funcional y atenúa los picos en la región vertical de contacto entre el componente intermedio y la corona. Su menor rigidez reduce las tensiones máximas sin comprometer la integridad del conjunto; permite disipar mejor la energía aplicada y mantiene estable la unión adhesiva bajo sollicitaciones habituales.

Cementos más rígidos como RelyX Ultimate pueden elevar el riesgo de fallas adhesivas cuando se trabaja con cargas oclusales altas o con geometrías poco optimizadas; transmiten la carga con menor amortiguación y concentran esfuerzos en zonas de cambio de dirección. Multilink, por su parte, ofrece un punto medio; equilibrio entre resistencia y capacidad de absorber impacto, aunque con menor disipación que TheraCem bajo las mismas condiciones.

Para la práctica clínica se recomienda priorizar cementos con propiedades amortiguadoras que promuevan una distribución uniforme de tensiones; ello favorece un comportamiento biomecánico más predecible sin sacrificar estabilidad. En escenarios donde

se busque balance entre rigidez estructural y amortiguación, el uso de materiales de rigidez intermedia como Multilink puede resultar adecuado; permite sostener la restauración y, a la vez, suavizar gradientes locales en la interfase.

Conviene ampliar la investigación con simulaciones y ensayos clínicos que confirmen estos hallazgos; incorporar variaciones de espesor de la lámina cementante, ajustes en el diseño geométrico de las restauraciones e indicadores de biocompatibilidad y durabilidad. Un programa de pruebas que combine análisis paramétricos y validación in vivo permitirá optimizar la estrategia de cementado; el objetivo es prolongar la vida útil de la restauración y asegurar resultados clínicos consistentes.

## Referencias

- Assaf, J., Hardan, L., Kassis, C., Bourgi, R., Devoto, W., Amm, E., Moussa, C., Sawicki, J., & Lukomska-Szymanska, M. (2021). *Influence of Resin Cement Thickness and Elastic Modulus on the Stress Distribution of Zirconium Dioxide Inlay-Bridge: 3D Finite Element Analysis*. *Polymers*, *13*(22), 3863.  
<https://doi.org/10.3390/polym13223863>
- Ausiello, P., Di Lauro, A. E., Tribst, J. P. M., & Watts, D. C. (2023). *Stress distribution in resin-based CAD-CAM implant-supported crowns*. *Dental Materials*, *39*(1), 114-122.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.12.001>
- Carnaggio TV, Conrad R, Engelmeier RL, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, Powers JM. *Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: an in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area*. *J Prosthodont*. 2012 Oct;21(7):523-8. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00847.x. Epub 2012 Apr 1. PMID: 22469271.
- Epifania, E., Di Lauro, A. E., Ausiello, P., Mancone, A., Garcia-Godoy, F., & Mendes Tribst, J. P. (2023). *Effect of crown stiffness and prosthetic screw absence on the stress distribution in implant-supported restoration: A 3D finite element analysis*. *PLOS ONE*, *18*(5), e0285421. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0285421>
- Hassan, L. A., & Goo, C. L. (2021). *Effect of cement space on marginal discrepancy and retention of CAD/CAM crown*. *Dental Materials Journal*, *40*(5), 1189-1195.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2020-408>
- Kaleli, N., Sarac, D., Külünk, S., & Öztürk, Ö. (2018). *Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study*. *The Journal of prosthetic dentistry*, *119*(3), 437–445. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.008>

- Penteado, M. M., Tribst, J. P. M., Jurema, A. L. B., Saavedra, G. S. F. A., & Borges, A. L. S. (2019). *Influence of resin cement rigidity on the stress distribution of resin-bonded fixed partial dentures*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(10), 953-960. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1609456>
- Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, Preis V. In Vitro Shock Absorption Tests on Implant-Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*. (2018) *January/February*;33(1):116–122. doi: 10.11607/jomi.5463. Epub 2017 May 18. PMID: 28518187.
- Sukkasam C, Kamonkhantikul K, Homsiang W, Arksornnukit M. *In vitro damping and strain distribution for implant-supported crowns using 5 different CAD-CAM crowns and 3 different luting cements*. *J Prosthet Dent*. 2024 May;131(5):916.e1-916.e9. doi: 10.1016/j.prosdent.2024.02.009. Epub 2024 Mar 5. PMID: 38443240.
- Taha, D., & Sabet, A. (2021). *In vitro evaluation of material dependent force damping behavior of implant-supported restorations using different CAD-CAM materials and luting conditions*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 93.e1-93.e9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.016>
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., De Melo, R. M., Borges, A. L. S., Bottino, M. A., & Özcan, M. (2019). *Short communication: Influence of restorative material and cement on the stress distribution of posterior resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis*. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 96, 279-284. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.05.004>