

Análisis computacional de tensiones en restauraciones dentales de molares posteriores, utilizando el Método de Elementos Finitos

Computational analysis of stresses in posterior molar dental reconstructions using the Finite Element Method

Martina Berns^{1,*} , Brenda Weiss¹ 

Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Oro Verde, Entre Ríos, Argentina

*autor correspondencia (martina.berns@ingenieria.uner.edu.ar)

Recibido

12/07/2025

Evaluated

01/11/2025

Aceptado

30/11/2025

<https://doi.org/10.65093/aci.v16.n4.2025.43>

RESUMEN

La microfiltración marginal en restauraciones dentales compromete la durabilidad de estas. Algunos factores que contribuyen a su aparición son: la contracción por polimerización de la resina restauradora, sus propiedades mecánicas (módulo de elasticidad), el diseño de la cavidad (distintas profundidades de restauración), y las cargas oclusales (magnitud y forma de aplicación). El objetivo de este trabajo es analizar, mediante el Método de Elementos Finitos, el comportamiento biomecánico de un molar con una restauración en cavidad tipo I, para evaluar la influencia de estos factores sobre las tensiones que se desarrollan en la misma. Se emplea una metodología secuencial que permite analizar la influencia de cada variable y facilita la interpretación de los resultados. Se obtienen las tensiones principales máximas en cada caso y se aplica un criterio de falla. Los resultados indican que la contracción por polimerización es el principal factor que conduciría a la falla de los materiales.

Palabras clave: composite, microfiltración marginal, contracción por polimerización, método de elementos finitos

ABSTRACT

Marginal microleakage in dental restorations compromises their durability. Some of the factors contributing to its occurrence include: the polymerization shrinkage of the restorative resin, its mechanical properties (modulus of elasticity), the cavity design (varying restoration depths), and occlusal loads (their magnitude and application method). The aim of this work is to analyze, through the Finite Element Method, the biomechanical behavior of a molar with a Class I cavity restoration in order to evaluate the influence of these factors on the stresses developed within it. A sequential methodology is employed, allowing for the analysis of each variable's influence and aiding the interpretation of the results. The maximum principal stresses are obtained for each case, and a failure criterion is applied. The results indicate that polymerization shrinkage is the primary factor leading to material failure.

Keywords: composites, marginal microleakage, polymerization shrinkage, finite element method.

INTRODUCCIÓN

La caries dental representa la principal causa de pérdida de órganos dentarios a nivel mundial, y 2.3 mil millones de personas en el mundo tienen caries en sus dientes permanentes (Qin *et al.*, 2022). Este daño dental provoca dolor, sensibilidad y complicaciones funcionales, siendo necesario realizar restauraciones dentales para detener la progresión de enfermedades, restablecer la función y mejorar la estética del órgano dentario.

Las restauraciones se realizan más frecuentemente en órganos dentarios posteriores, especialmente en molares, cuyas depresiones superficiales son propensas a la acumulación de placa y bacterias, haciéndolas vulnerables a la aparición de caries (Sakaguchi & Powers, 2019). Para realizar una restauración dental, es necesario realizar una preparación cavitaria que consiste en limpiar la cavidad y eliminar el tejido dañado. Según la tipología de Black, existen seis tipos de cavidades, siendo la cavidad de clase I aquella que se inicia en surcos, fosas y fisuras de las caras oclusales de molares y premolares (Sikri, 2024). Entre los materiales de restauración más empleados se encuentran los composites o resinas compuestas, que ofrecen excelente estética y buenas propiedades mecánicas, aunque pueden ser menos duraderos que otros materiales como la amalgama. En los composites, el endurecimiento se produce por polimerización del material, proceso que puede generar tensiones traccionales en las interfaces adhesivas, causando fallos clínicos como caries secundarias o fracturas.

Una complicación importante tras las restauraciones dentales es la microfiltración marginal, definida como el paso indetectable de bacterias, fluidos o moléculas entre el material de restauración y el órgano dentario (Rathi *et al.*, 2020). Este fenómeno compromete la durabilidad de las restauraciones, genera caries secundarias, manchas marginales y puede provocar la eventual falla clínica del tratamiento, particularmente en zonas de alta carga masticatoria como los molares. Los factores que contribuyen a la microfiltración marginal incluyen la contracción por polimerización del composite, las propiedades mecánicas del material (especialmente su módulo de elasticidad), el diseño de la cavidad, las condiciones de adhesión, las técnicas de fotopolimerización y las cargas oclusales. Diversos estudios han investigado estos aspectos, aunque no existe consenso respecto a cuáles son los factores más críticos que desencadenan microfiltración.

En este contexto, el presente trabajo propone analizar mediante simulaciones numéricas por el Método de Elementos Finitos (MEF) la influencia de distintos factores sobre las tensiones interfaciales que podrían conducir a microfiltraciones. Se estudia el efecto del módulo de elasticidad del composite, la magnitud de la carga oclusal, y la contracción por polimerización, utilizando un modelo simplificado de molar con cavidad clase I y evaluando escenarios con y sin carga oclusal y distintas profundidades de restauración. Este enfoque permite analizar cada variable de forma aislada, facilitando la interpretación de los resultados y contribuyendo al diseño de restauraciones más efectivas y duraderas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó el software comercial con licencia COMSOL Multiphysics, el cual se basa en el Método de Elementos Finitos. La verificación del modelo se llevó a cabo realizando estudios de independencia de la malla para cuantificar el error de discretización del problema, mientras que la validación se realizó al comparar los resultados con el estudio de Asmussen y Peutzfeldt (2007), trabajo a partir del cual se construyó la geometría simplificada del molar (Figura 1).

Modelo geométrico

Se utilizó un modelo simplificado de un molar con una restauración por obturación en una cavidad clase I, cuyas medidas se muestran en la Figura 1. Este modelo, creado a partir de cilindros concéntricos correspondientes a esmalte, dentina y composite, permite independizar las conclusiones de la geometría dental específica y facilita la comparación con estudios previos. Como es usual, la pulpa, el periodonto y otros tejidos orales no se consideran en el modelo, debido a su complejidad y variabilidad en la morfología y propiedades materiales.

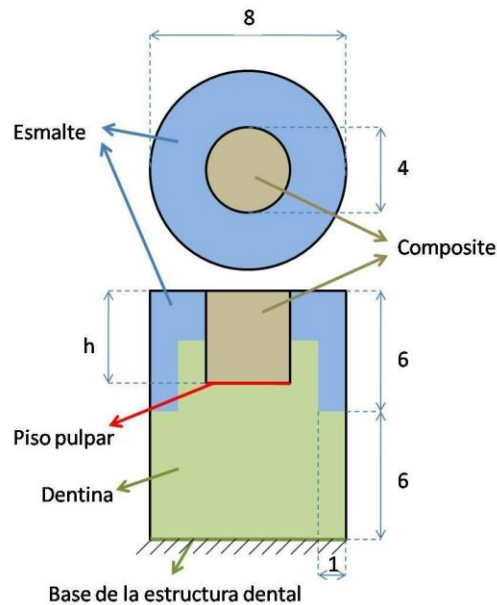


Fig. 1: Vista superior (cara oclusal del molar) y frontal del modelo geométrico y dimensiones en mm. La profundidad h de la cavidad de clase I es 2 y 4 mm, según el caso en estudio.

Modelo físico-matemático

El esmalte, la dentina y el composite se asumen como sólidos elásticos lineales, homogéneos, isótropos y continuos, sometidos a pequeñas deformaciones (Asmussen & Peutzfeldt, 2007; Correia *et al.*, 2020; Ritthiti *et al.*, 2021). Se resuelven las ecuaciones de equilibrio estático y la Ley de Lamé-Hooke para evaluar las tensiones y deformaciones que surgen en la estructura bajo cargas aplicadas.

Se asume una condición de fijación o sujeción en la base de la estructura dado que el órgano dentario se encuentra fijo en el hueso alveolar. Además, se considera que existe continuidad de tensiones y deformaciones en las interfases.

En cuanto a las cargas, se consideran fuerzas masticatorias funcionales de un adulto, que se encuentran en el rango de 100-600 N, y se calculan como el 40% de la fuerza de mordida máxima (Poli *et al.*, 2021; Shiga *et al.*, 2022; Ustrell-Barral *et al.*, 2024). Estas fuerzas de compresión se aplican en la cara oclusal. En primer lugar, se utiliza una fuerza puntual axial de compresión de 100 N, permitiendo comparar los resultados con los obtenidos por Asmussen y Peutzfeldt (2007), y validar el modelo desarrollado. Luego, con el objetivo de estudiar otros tipos de carga fisiológica sobre el órgano dentario, se realizan simulaciones con cargas más elevadas (300 y 600 N), distribuidas en la superficie oclusal del molar restaurado.

En la Tabla 1 se presentan las propiedades mecánicas de los materiales modelados y su rango de valores en la bibliografía (Sakaguchi & Powers, 2019). Entre paréntesis se encuentran los valores utilizados en este trabajo (Asmussen & Peutzfeldt, 2007).

Tabla 1: Propiedades de los materiales: rangos en la bibliografía y valores adoptados en este trabajo.

Propiedad	Esmalte	Dentina	Composite
Módulo de elasticidad	6-120 GPa	18-24 GPa	3-10.7 GPa
(valor adoptado)	(84.1 GPa)	(18.6 GPa)	(5, 10, 15 y 20 GPa)
Coefficiente de Poisson	0.16-0.47	0.13-0.54	0.24-0.35
(valor adoptado)	(0.30)	(0.31)	(0.30)
Resistencia a la tracción	8-35 MPa	30-65 MPa	52-97 MPa

Contracción por polimerización

La contracción de un material dental compuesto puede describirse mediante la contracción volumétrica ($\Delta V/V_0$, siendo ΔV el cambio en el volumen total del material y V_0 el volumen inicial) y la contracción lineal ($\Delta L/L_0$, siendo ΔL el cambio de longitud en una dimensión y L_0 la longitud inicial). En materiales isotrópicos, la relación aproximada entre ambas es (Daskalaki, 2009):

$$\frac{\Delta V}{V_0} \approx 3 \frac{\Delta L}{L_0} \quad (1)$$

La contracción volumétrica por polimerización en los composites dentales suele encontrarse entre 1% y 6% (Albeshir *et al.*, 2022; Tiskaya *et al.*, 2021), dato que se obtiene experimentalmente y es proporcionado por los fabricantes. Algunos materiales presentan un fenómeno térmico análogo cuando se enfrían, reduciendo su volumen. El coeficiente de expansión térmica lineal α representa una medida de la contracción lineal con la temperatura (Gere & Goodno, 2016):

$$\Delta T \alpha \approx \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2)$$

Este fenómeno térmico se utiliza en COMSOL para simular la contracción por polimerización. Es importante señalar que no se utiliza el coeficiente de expansión térmica lineal real del composite, sino uno ficticio diseñado para representar la contracción por polimerización, ya que este proceso es muy complejo de modelar directamente.

Reemplazando las ecuaciones 2 en 1 y considerando un 1% de contracción volumétrica, se obtiene el coeficiente de expansión térmica lineal ficticio y cambio de temperatura ficticio que se introducirán como parámetros en el software de elementos finitos:

$$\frac{\Delta V}{V_0} \approx 3 \Delta T \alpha \quad (3)$$

Metodología de resolución

La malla se conformó por elementos Lagrange cuadráticos tetraédricos para volúmenes y triangulares para superficies, con refinamiento mayor en la interfaz molar-restauración donde se espera mayor concentración de tensiones. Para asegurar que los resultados no dependan del mallado, se generó una malla inicial que se refinó sucesivamente hasta obtener diferencias porcentuales inferiores al 5% entre soluciones, duplicando aproximadamente la cantidad de elementos en cada refinamiento. Este proceso permitió obtener soluciones precisas sin excesivo costo computacional. Las mallas seleccionadas presentan entre 65 mil y 248 mil elementos. Para obtener la solución aproximada es necesario resolver enormes sistemas algebraicos con resolvers (solvers) implementados en COMSOL Multiphysics. En este trabajo se realizan análisis estacionarios, utilizando el resolvedor directo MUMPS. Para esto se utilizó una estación de trabajo Dell, con Procesador Intel(R) Xeon(R) CPU E5-1603 v3 2.80 GHz y 32 GB de RAM y un nodo del clúster de la Facultad de Ingeniería.

Usualmente los estudios basados en MEF sobre microfiltración reportan la tensión de von Mises en sus resultados, por lo que, en este trabajo, en algunos casos en estudio, se optó por mostrar esta tensión para permitir una comparación directa con estudios previos.

Las tensiones elevadas en el órgano dentario pueden desencadenar microfiltración a través de distintos mecanismos, siendo uno de ellos la aparición de microfisuras en el material debido a falla mecánica, la cual sucede cuando los esfuerzos superan un límite determinado más allá del cual su estructura se ve comprometida. En materiales dúctiles, este límite corresponde al inicio de la fluencia, mientras que en materiales frágiles se asocia a la fractura del material.

Para materiales dúctiles, el criterio de von Mises es ampliamente utilizado, siendo adecuado para materiales que experimentan deformación plástica antes de fallar (Hibbeler, 2023). Sin embargo, para materiales frágiles como el esmalte, la dentina y el composite, que tienden a fallar por tracción y no experimentan deformación plástica significativa, por lo que correspondería aplicar el criterio de Rankine o de máxima tensión normal, que establece que la falla ocurre si la mayor de las tensiones principales excede la resistencia a la tracción del material (Budynas & Nisbett, 2025).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Influencia del módulo de elasticidad del composite (validación)

Se modeló el composite de resina con distintos módulos de elasticidad (5, 10, 15 y 20 GPa) y una profundidad $h=4$ mm, aplicando una carga puntual axial de 100 N, en el centro de la cara oclusal del composite. Los resultados se compararon con los de Asmussen y Peutzfeldt (2007), quienes adoptaron el mismo modelo geométrico y condiciones de carga.

La distribución de tensiones obtenida con $E=20$ GPa mostró similitud cualitativa con la reportada por Asmussen y Peutzfeldt (2007) (Fig. 2). En ambas simulaciones, las máximas tensiones de von Mises en dentina se observaron en la cara pulpar, mientras que en esmalte se localizaron en el margen oclusal de la cavidad. Los resultados del presente trabajo reprodujeron los de Asmussen y Peutzfeldt (2007) cuando el módulo de elasticidad del composite fue de 15 GPa, presentando diferencias porcentuales menores al 10% en la mayoría de casos, excepto para el composite de 5 GPa.

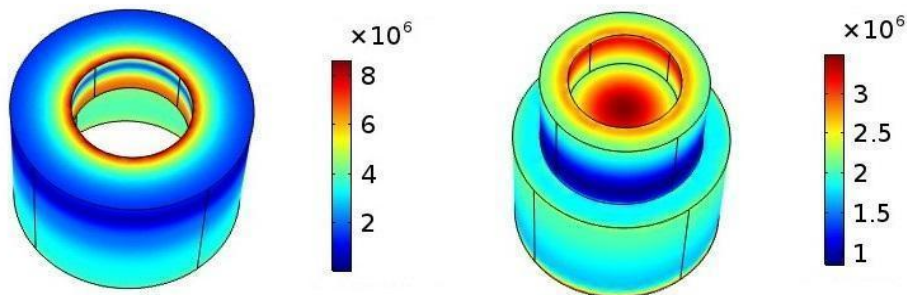


Fig. 2: Distribución de tensiones Von Mises (en Pa) obtenidas al aplicar una carga puntual de 100 N a) en esmalte; b) en dentina, adoptando $E = 20$ GPa en el composite.

Sin embargo, se observó una diferencia importante: mientras Asmussen y Peutzfeldt (2007), reportaron que la tensión de von Mises máxima en la cara pulpar de la dentina aumenta al disminuir el módulo de elasticidad del composite, en el presente trabajo se observó lo opuesto. Cuando el composite adoptó $E = 5, 10$ y 15 GPa, las tensiones de von Mises máximas absolutas en la dentina (4.8, 4.2 y 3.7 MPa respectivamente) se observaron en las paredes laterales de la cavidad y en el borde superior, no en el centro de la cara pulpar.

Estos resultados coinciden con lo esperado al aplicar una fuerza axial: el material con bajo módulo de elasticidad presenta mayor deformación lateral y desplazamientos, produciendo tensiones más elevadas en las paredes de la cavidad, mientras que el material más rígido concentra las tensiones máximas en dirección axial hacia la cara pulpar.

En el esmalte, las máximas tensiones de von Mises se localizaron en la zona de unión con el composite en el margen oclusal, disminuyendo a medida que aumenta el módulo de elasticidad del composite (rango 6.5-10.8 MPa). Las tensiones máximas de von Mises en el esmalte fueron superiores a las de la dentina en todos los casos. Las diferencias porcentuales con Asmussen y Peutzfeldt (2007), fueron inferiores al 10%, excepto para el composite de 5 GPa (siendo 12.8% la diferencia porcentual).

Las discrepancias observadas pueden atribuirse a diferencias metodológicas: el presente trabajo realizó análisis de convergencia de malla (en cada uno de los casos simulados) y utilizó más de 65 mil elementos versus los 30 mil reportados por Asmussen y Peutzfeldt (2007), además de emplear elementos tetraédricos con funciones de forma cuadráticas, más apropiados para representar superficies curvas.

El análisis mediante criterio de Rankine reveló que el composite de 5 GPa presenta las tensiones principales más elevadas (Caso 1a, Tabla 2), con máximas tensiones de tracción en el esmalte de 10.6 MPa en la zona del margen de la restauración (Fig. 3). Considerando que la resistencia a la tracción del esmalte está en el rango de 8-35 MPa, existe posibilidad de falla en esta zona. Tanto en la dentina como en el composite las tensiones principales máximas, en todos los casos 1 (Tabla 2), son inferiores a sus correspondientes resistencias a la tracción (Tabla 1).

Dado que 100 N es una carga relativamente baja en comparación con las fuerzas masticatorias reales y que las cargas distribuidas proporcionan una representación más realista del comportamiento estructural, en las siguientes secciones se adoptan cargas distribuidas.

Tabla 2: Primera tensión principal máxima (en MPa).

Caso	Contracción por polimerización	Carga oclusal	h	E	Esmalte	Dentina	Composite
1a	-	100 N (puntual)	4 mm	5 GPa	10,6	1,3	9,4
1b	-	100 N (puntual)	4 mm	10 GPa	8,4	1,2	7,5
1c	-	100 N (puntual)	4 mm	15 GPa	6,7	1,2	6,2
1d	-	100 N (puntual)	4 mm	20 GPa	5,7	1,2	5,2
2	-	100 N (distribuida)	4 mm	10 GPa	4,2	0,9	3,1
3a	-	300 N (distribuida)	4 mm	10 GPa	12,7	2,6	9,4
3b	-	600 N (distribuida)	4 mm	10 GPa	25,4	5,1	18,8
4	✓	-	4 mm	10 GPa	251,2	85,9	199,2
5	✓	600 N (distribuida)	4 mm	10 GPa	279,2	84,9	218,9
6	✓	-	2 mm	10 GPa	232,6	132,2	186,9

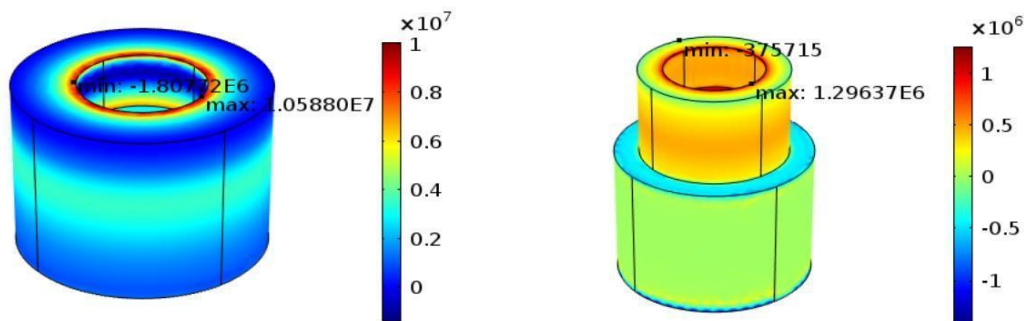


Fig. 3: Primera tensión principal máxima (en Pa) cuando se aplica una carga puntual de 100 N para el caso del composite con un módulo de elasticidad de 5 GPa en: a) esmalte, b) dentina.

Influencia de la magnitud de aplicación de la carga

Al aplicar cargas distribuidas que representan fuerzas netas de 100, 300 y 600 N (Casos 2, 3a y 3b, Tabla 2), cuando el composite adopta un módulo de elasticidad de 10 GPa y la cavidad una profundidad de 4 mm, se observa que las primeras tensiones principales se incrementan en todos los materiales al aumentar la carga aplicada, como es esperable al utilizar un modelo elástico lineal.

Los máximos de tensión en el esmalte se localizan en la cara oclusal, específicamente en el margen de la restauración. Las tensiones principales máximas cuando la carga aplicada es 300 y 600 N son 12.7 y 25.4 MPa, respectivamente, estando en ambos casos dentro del rango de resistencia a la tracción del esmalte (entre 8 y 35 MPa), lo cual indica posibilidad de falla en el material.

En contraste, cuando la carga de 600 N, las máximas tensiones principales en la dentina (5.1 MPa) y en el composite (18.8 MPa) están por debajo de la correspondiente resistencia a la tracción del material (Tabla 1).

Simulación de la contracción por polimerización

Considerando un composite con $E = 10$ GPa y una contracción por polimerización de 1%, con una profundidad de cavidad $h=4$ mm, se simula la estructura dental restaurada sin carga oclusal (Caso 4) y posteriormente con una carga de 600 N distribuida en la superficie oclusal del composite (Caso 5).

Las tensiones principales máximas obtenidas al simular la contracción por polimerización sin carga oclusal fueron un orden de magnitud mayores que las obtenidas al no considerar la contracción por polimerización, aun aplicando cargas oclusales (Casos 4 y 5, Tabla 2). Esto resalta la importancia de considerar este fenómeno.

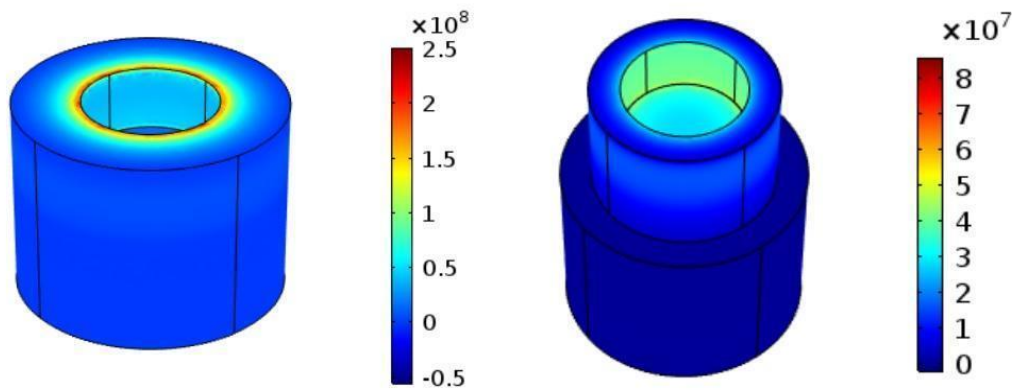


Fig. 4: Distribución de la primera tensión principal (en Pa) al simular la contracción por polimerización sin carga oclusal en: a) esmalte, b) dentina. Tensiones positivas representan tracción y tensiones negativas compresión.

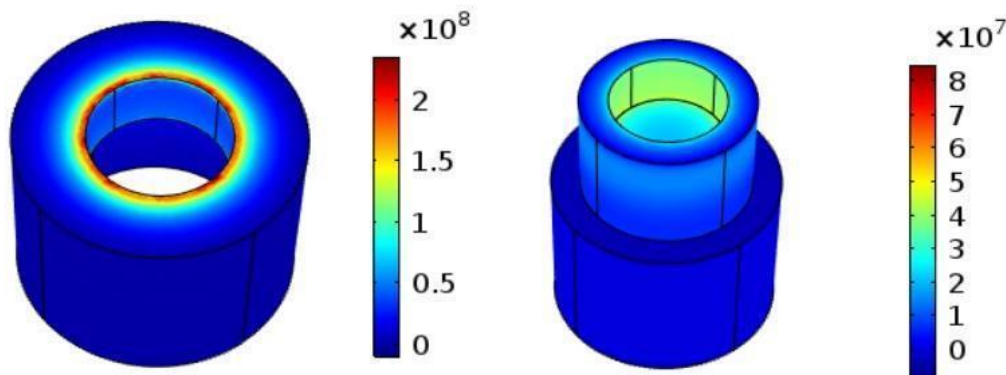


Fig. 5: Distribución de la primera tensión principal (en Pa) al simular la contracción por polimerización con una carga oclusal de 600 N en: a) esmalte, b) dentina. Tensiones positivas representan tracción y tensiones negativas compresión.

La distribución de tensiones fue similar en ambos casos (Fig. 4 y 5), con tensiones máximas en el esmalte localizadas en la cara oclusal y márgenes de la restauración. Al aplicar la carga oclusal, considerando la contracción por polimerización, las primeras tensiones principales aumentaron en todos los materiales excepto en la zona del piso pulpar de la dentina, en donde se aprecia una disminución que podría deberse a un efecto de supresión de tensiones opuestas (contracción del composite versus aplicación de carga distribuida). Estos resultados orientan a elegir el modelo que considera la contracción por polimerización sin aplicación de cargas oclusales como el caso más desfavorable para la dentina.

Al considerar la contracción por polimerización, tanto con y sin carga oclusal (Casos 4 y 5, Tabla 2), las tensiones principales máximas en todos los materiales superaron sus respectivas resistencias a la tracción (Tabla 1), lo cual sugiere que la contracción por polimerización, aún sin cargas oclusales, conduciría a falla en estos materiales.

Influencia de la profundidad de la cavidad

Cavidades demasiado profundas podrían desviar el análisis hacia situaciones propias de tratamientos endodónticos que no forman parte del objetivo de este trabajo, por lo que, para evaluar la influencia de la profundidad de la cavidad, se simula una cavidad de menor profundidad ($h=2$ mm), considerando un composite con módulo de elasticidad de 10 GPa y contracción volumétrica del 1%, sin considerar cargas oclusales (Caso 6 en Tabla 2).

La distribución de tensiones y la ubicación de los valores máximos fueron similares a los casos anteriores; sin embargo, dado que la dentina del órgano dentario con cavidad de 2 mm no se encuentra perforada por completo, las tensiones elevadas se concentran únicamente en su superficie.

Al comparar las primeras tensiones principales máximas obtenidas en los casos 4 y 6 (Tabla 2), un aumento en la profundidad conduce a mayores tensiones en el esmalte y composite (entre 6.6 y 10%), coincidiendo con lo reportado en la literatura (Braga *et al.*, 2006).

En contraste, las tensiones en la dentina resultaron mayores (entre 21.7 y 35%) en el caso de la cavidad de 2 mm comparado con la de 4 mm de profundidad. En ambos casos, la tensión máxima se localizó en el margen de la cara pulpar. Las mayores tensiones observadas en la dentina en la cavidad de 2 mm podrían estar relacionadas con la influencia de la interfaz esmalte-dentina, que para la cavidad de 2 mm coincide con el borde de la cara pulpar. La rigidez del esmalte contribuiría a incrementar las tensiones en esa región, mientras que en la cavidad de 4 mm el máximo es menor porque está ubicado en una zona donde hay únicamente dentina, material menos rígido que permite mayores desplazamientos en el composite y menores tensiones.

Las primeras tensiones principales máximas obtenidas en cada material superan a sus respectivas resistencias a la tracción, en ambos casos (2 y 4 mm de profundidad) por lo que se estaría en condiciones de falla. Incluso con cavidades de escasa profundidad que no alcanzan la dentina, bajo las consideraciones de este estudio, la contracción por polimerización conduciría a la falla de los materiales.

CONCLUSIONES

El modelo computacional desarrollado, que representa un molar con restauraciones en cavidades de clase I, permitió realizar simulaciones conduciendo a resultados consistentes con la bibliografía existente. Los resultados obtenidos sugieren que las tensiones de contracción debido a la polimerización de los materiales podrían causar las microfisuras marginales observadas clínicamente.

El enfoque metodológico secuencial implementado en esta investigación representa una ventaja significativa frente a otros estudios que modelan simultáneamente múltiples factores causantes de microfiltración. Esta aproximación permite evaluar de manera independiente cómo afectan los diversos parámetros a la distribución de tensiones en la estructura dental, facilitando una interpretación más sencilla de los resultados y contribuyendo a explicar la variedad de resultados contradictorios encontrados en la literatura sobre microfiltración marginal.

La utilización de una geometría simplificada en lugar de estructuras obtenidas a partir de imágenes tomográficas se justifica por los beneficios que aporta en términos de generalidad de resultados. Si bien las simulaciones basadas en tomografías pueden parecer más representativas de la realidad, en el caso de estructuras dentales cuyas características varían considerablemente entre personas, la geometría simplificada conduce a resultados que representan un comportamiento genérico, independiente de las características de un molar específico, al mismo tiempo que reduce significativamente el costo computacional.

Los resultados obtenidos confirman que el uso de composites con menor módulo de elasticidad está asociado a la aparición de tensiones más elevadas en la estructura dental cuando se aplica una carga oclusal, concordando con los hallazgos reportados por otros autores y orientando la selección de materiales en la práctica clínica.

En todos los casos de estudio analizados, las mayores tensiones se desarrollaron en el esmalte, específicamente en la zona de unión con la restauración. Considerando que el esmalte presenta la menor resistencia a la tracción en comparación con el resto de los materiales analizados, esta zona presenta el mayor riesgo de falla.

Las limitaciones del presente estudio incluyen la consideración de materiales homogéneos, lineales e isotrópicos, el análisis exclusivo de cargas axiales, y la ausencia de la capa de adhesivo dental en el modelo. Este último aspecto es particularmente relevante en la simulación de la contracción por polimerización, ya que el adhesivo podría influir en cómo se distribuyen las tensiones en la interfaz. En trabajos futuros se propone desarrollar modelos que incorporen la anisotropía de las estructuras dentales, implementar modelos viscoelásticos para analizar el comportamiento bajo cargas prolongadas o cíclicas, evaluar cargas no axiales y utilizar otros criterios de falla para materiales frágiles, además de incorporar al adhesivo en el modelo.

AGRADECIMIENTOS

A la UNER por el financiamiento a través del PID 6243 y al Estado Argentino por la financiación a través de la Beca Estratégica Manuel Belgrano.

REFERENCIAS

- Albeshir, E., AlSahafi, R., Albluwi, R., Balhaddad, A., Mitwalli, H., Oates, T., *et al.* (2022). Low-Shrinkage Resin Matrices in Restorative Dentistry-Narrative Review. *Materials*, 15. <https://doi.org/10.3390/ma15082951>
- Asmussen, E. & Peutzfeldt, A. (2007). Class I and Class II restorations of resin composite: An FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dental Materials*, 24 (5), 600-5. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.019>
- Braga, R.R., Boaro, L.C.C., Kuroe, T., Azevedo, C.L.N. & Singer, J.M. (2006). Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental Materials*, 22 (9), 818-823. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.010>
- Budynas, R.G. & Nisbett, J.K. (2025). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*. 11ª ed. McGraw-Hill.
- Correia, A., Andrade, M., Tribst, J., Borges, A. & Caneppele, T. (2020). Influence of Bulk-fill Restoration on Polymerization Shrinkage Stress and Marginal Gap Formation in Class V Restorations. *Operative Dentistry*, 45 (4), E207-E216. <https://doi.org/10.2341/19-062-L>
- Daskalaki, A. (Ed.). (2009). *Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry*, pp. 53. Medical Information Science Reference. <https://doi.org/10.4018/978-1-60566-292-3>
- Gere, J.M. & Goodno, B.J. (2016). *Mecánica de Materiales*, pp. 116. 8ª ed. Cengage Learning Editores.
- Hibbeler, R.C. (2023). *Mechanics of Materials*, pp. 520. 11ª ed. Pearson Global Editions.

- Poli, O., Manzon, L., Niglio, T., Ettorre, E. & Voza, I. (2021). Masticatory Force in Relation with Age in Subjects with Full Permanent Dentition: A Cross-Sectional Study. *Healthcare*, 9 (6), 700. <https://doi.org/10.3390/healthcare9060700>
- Qin, X., Zi, H. & Zeng, X. (2022). Changes in the global burden of untreated dental caries from 1990 to 2019: A systematic analysis for the Global Burden of Disease study. *Heliyon*, 8 (10), e10714. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e10714>
- Ritthiti, A., Sattabanasuk, V., Karunratanakul, K. & Senawongse, P. (2021). Effect of Stress Generated by Occlusal Cyclic Force on Class I Bulk-Fill Composite Restoration Microleakage. *European Journal of Dentistry*, 16 (2), 307-314. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1735433>
- Rathi, S.D., Nikhade, P., Chandak, M., Motwani, N., Rathi, C. & Chandak, M. (2020). Microleakage in Composite Resin Restoration- A Review Article. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*, 9 (12), 1006-1011. <https://doi.org/10.14260/jemds/2020/216>
- Sakaguchi, R.L. & Powers, J.M. (Eds.). (2019). *Craig's Restorative Dental Materials*, Cap. 2, pp. 13-16 y Cap. 8, pp. 148. 14^a ed. Elsevier/Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-47821-2.00002-0>
- Shiga, H., Komino, M., Yokoyama, M., Sano, M., Arakawa, I., Nakajima, K., et al. (2022). Relationship between age and occlusal force in adults with natural dentition. *Odontology*. <https://doi.org/10.1007/s10266-022-00750-4>
- Sikri, V.K. (2024). *Textbook of Operative Dentistry Including Conservative and Restorative Dentistry*, pp. 19-25. 5^a ed. CBS Publishers & Distributors Pvt Ltd.
- Tiskaya, M., Shahid, S., Gillam, D. & Hill, R. (2021). The use of bioactive glass (BAG) in dental composites: A critical review. *Dental Materials*, 37 (2), 296-310. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.015>
- Ustrell-Barral, M., Zamora-Olave, C., Khoury-Ribas, L., Rovira-Lastra, B. & Martinez-Gomis, J. (2024). Reliability, reference values and factors related to maximum bite force measured by the Innobyte system in healthy adults with natural dentitions. *Clinical Oral Investigations*, 28, 620. <https://doi.org/10.1007/s00784-024-06014-5>