

TENSIÓN COMPRESIVA EN TRES TIPOS DE LÍNEAS DE TERMINACIÓN CON CORONAS DE DISILICATO DE LITIO EN DIENTES PERMANENTES: ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO

COMPRESSIVE STRESS IN THREE TYPES OF FINISHING LINES WITH LITHIUM DISILICATE CROWNS IN PERMANENT TEETH: FINITE ELEMENT ANALYSIS

Joshua Yanapa Márquez¹ 
100038508@cientifica.edu.pe

Martín Andrés Chávez-Méndez² * 
mchavezme@cientifica.edu.pe

RESUMEN

Introducción: En rehabilitación oral, es ampliamente aceptado el uso de restauraciones cerámicas por su capacidad estética para mimetizar la naturalidad del tejido dentario, la longevidad del material y presentar un mayor ajuste marginal respecto de coronas con estructura metálica. Las líneas de terminación son preparaciones biológicas cuya función es minimizar la abertura cervical del sellado marginal. En consecuencia, analizar el comportamiento de materiales restauradores bajo fuerzas compresivas disminuye el riesgo de fractura y aumentan el éxito del tratamiento. **Objetivo:** Comparar las tensiones compresivas de las coronas de disilicato de litio con tres distintas líneas de terminación. **Metodología:** Estudio *in silico* de la simulación de una preparación dental sobre una primera molar inferior derecha con líneas de terminación tipo chamfer (0,6 mm), hombro (0,5 mm) y chamfer profundo (0,5 mm). Mediante el *software* SolidWorks® versión 2017, se recolectaron las tensiones máximas, tensiones mínimas y localización de la fuerza compresiva en la escala de medición megapascales (Mpa). **Resultados:** La línea de terminación tipo chamfer (0,6 mm) obtuvo una tensión compresiva menor en comparación con las otras dos líneas de terminación tipo hombro (0,5 mm) y chamfer profundo (0,5 mm). **Conclusiones:** Se demostró que la línea de terminación tipo chamfer (0,6 mm) presenta una mejor distribución de fuerza, lo que determina una confiabilidad mayor en la selección de esta línea de terminación con el uso de una corona de disilicato de litio de manera unitaria.

Palabras claves: disilicato de litio, líneas de terminación, elemento finito

Artículo recibido: 22/08/2023
Arbitrado por pares
Artículo aceptado: 14/12/2023
Artículo publicado: 30/03/2024

* **Autor correspondiente:**
Mg. Esp. Martín Chávez Méndez
mchavezme@cientifica.edu.pe



©Los autores, 2024. Publicado por la
Universidad Científica del Sur (Lima, Perú)

Citar como: Yanapa-Márquez J, Chávez-Méndez MA. Tensión compresiva en tres tipos de líneas de terminación con coronas de disilicato de litio en dientes permanentes: Análisis de elemento finito. Rev Cient Odontol (Lima). 2024; 12(1): e182
DOI: 10.21142/2523-2754-1201-2024-182

ABSTRACT

Introduction: In oral rehabilitation, the use of ceramic restorations is widely accepted due to its aesthetic capacity to mimic the naturalness of the dental tissue, provide longevity of the material, and present a greater marginal fit compared to crowns with a metal structure. Termination lines are biological preparations whose function is to minimize the cervical opening of the marginal seal. Consequently, analyzing the behavior of restorative materials under compressive forces decreases the risk of fracture and increases the success of the treatment. **Objective:** To compare the compressive stresses of lithium disilicate crowns with three different finishing lines. **Methodology:** In silico study of the simulation of a dental preparation on a lower right first molar with chamfer (0.6 mm), shoulder (0.5 mm) and deep chamfer (0.5 mm) finish lines. Using the SolidWorks® version 2017 software, the maximum stresses, minimum stresses, and location of the compressive force were collected on the Megapascal (Mpa) measurement scale. **Results:** The chamfer type termination line (0.6mm) obtained a lower compressive stress compared to the other two shoulder type termination lines (0.5mm) and deep chamfer (0.5mm). **Conclusions:** It was shown that the chamfer type finishing line (0.6mm) presented a better force distribution, determining greater reliability in the selection of this finishing line with the use of a lithium disilicate crown in a unitary manner.

Keywords: lithium disilicate, finished line, finite element

¹ Carrera de Estomatología, Universidad Científica del Sur. Lima, Perú.

² Facultad de Ciencias de la Salud, Carrera de Estomatología, Universidad Científica del Sur. Lima, Perú.

INTRODUCCIÓN

En el campo de la rehabilitación oral, es ampliamente aceptado el uso de restauraciones cerámicas por sus superiores capacidades estéticas ⁽¹⁾ al mimetizar adecuadamente la naturalidad del tejido dentario. Asimismo, estas presentan una longevidad sobresaliente frente a otros materiales y presentan un notable ajuste marginal respecto de coronas con estructuras metálicas en su interior ⁽²⁾.

Las coronas libres de metal son ampliamente estudiadas y utilizadas en procedimientos que demandan una alta estética ⁽³⁾ y biocompatibilidad, resaltante resistencia a fuerzas masticatorias y longevidad del tratamiento ^(4, 5). La translucidez que provee este tipo de materiales los hace de primera línea si se busca la estética como principal característica ⁽⁶⁾. Además, las coronas de cerámica demandan un menor desgaste de tejido dentario en comparación con otros materiales protésicos ^(6, 7).

El disilicato de litio presenta mejoras en sus propiedades, como la resistencia a las fuerzas compresivas que oscilan de 370 a 460 MPa. Estas fuerzas son más altas que las cerámicas de generaciones pasadas. En el tema estético, se caracteriza por una mayor translucidez a la porcelana que mimetiza el tejido del esmalte. Por estas razones, resulta atractivo cuando se busca una mayor estética y alta resistencia ⁽⁷⁾.

Las líneas de terminación o configuración marginal generadas por el operador son preparaciones biológicas cuya principal función será minimizar la abertura cervical del sellado marginal y crear un espacio suficiente para cada material que se decida utilizar. Las líneas tienen un menor volumen de tejido dentario; por ello, resultan vulnerables a la fractura ante fuerzas compresivas ⁽⁸⁾. Asimismo, existen ciertos tipos de coronas y características de la oclusión que pueden inducir a fisuras o fracturas de la superficie que recibe las cargas hasta el margen cervical ⁽⁹⁾. Por tanto, se requiere que las tensiones en las diferentes áreas del tratamiento protésico se distribuyan adecuadamente mediante el aumento del volumen de la corona. Sin embargo, esto será determinado por la profundidad de la línea de terminación o configuración marginal ⁽¹⁰⁾.

Elegir el material restaurador idóneo para las características del paciente y analizar su comportamiento ante fuerzas compresivas aminora el riesgo de fractura y posible fracaso clínico ⁽⁵⁾. Los distintos campos de la odontología actual tienen una necesidad experimental y metodológica para evaluar la reproducibilidad y rentabilidad. Por ello, el estudio de elementos finitos (MEF) tiene como principal ventaja la capacidad de reproducir con valores reales las estructuras biomecánicas vitales y patológicas ⁽¹¹⁾.

El MEF en el campo biomédico es de aplicación reciente a simulaciones. La precisión que logre sobre el comportamiento mecánico de la estructura estudiada ayudará a elegir la mejor opción clínica ⁽¹²⁾. En odontología, es utilizada principalmente en los campos como la implantología, la rehabilitación oral, la ortodoncia y prostodoncia ⁽¹³⁾. Este modelo permite analizar el comportamiento del material protésico y los componentes estructurales de la cavidad bucal de manera exacta, eficaz y fácil ⁽¹⁴⁾. También recrea las tensiones de tratamientos rehabilitadores de las cargas de forma gráfica y cuantitativa, lo que abre la posibilidad de evaluar unitariamente cada componente en el medio bucal ^(15, 16).

El propósito de este estudio fue comparar los tipos de líneas de terminación en una primera molar permanente inferior derecha con una corona de disilicato de litio que generará con relación a la tensión compresiva en coronas de disilicato de litio.

MATERIALES Y MÉTODOS

Mediante el programa SolidWorks® versión 2017, se desarrolló y analizó las estructuras de los modelos propuestos mediante capacitaciones y asesoramiento de una especialista en MEF. Los modelos se desarrollaron en el siguiente orden: la construcción del modelo con las propiedades estructurales, la aplicación de fuerza vertical y el análisis de los resultados. La construcción de un modelo tuvo el objetivo de lograr la mayor similitud a las propiedades de las estructuras naturales y de los materiales: bloque de hueso, raíces dentarias, preparación dentaria con tres tipos de línea de terminación y una corona de disilicato de litio.

El proceso de diseño mediante el *software* siguió este orden: diseño de un diente con anatomía de una primera molar inferior derecha con raíces mesial y distal de longitud 14 mm; preparación dentaria posterior con la reducción de 2 mm en la superficie oclusal siguiendo la anatomía de cúspides y de los surcos; y reducción uniforme de 1,2 mm en paredes axiales, 1 mm en la cara vestibular y 1 mm en la cara lingual. Las configuraciones marginales o líneas de terminación de cada modelo diseñado tuvieron diferentes medidas compuestas por chamfer de 0,6 mm ⁽¹⁷⁾, hombro de 0,5 mm ⁽¹⁸⁾ y chamfer profundo de 0,5 mm ⁽¹⁹⁾.

Un número finito de elementos interconectados por puntos (manifestados como nudos o nodos) se dividieron en el sistema de coordenadas X, Y, y Z, hasta formar una malla. La confección del modelo consideró al coeficiente de Poisson y el módulo de elasticidad observados en la tabla 1 ^(11, 12). La fuerza utilizada en esta investigación fue simulada en totalidad por el *software* en 350N ⁽¹⁶⁾, orientada sobre toda la superficie oclusal de la corona de disilicato de litio colocada sobre las preparaciones dentarias diseñadas.

Las tensiones normales, principales y equivalentes obtenidas por el análisis de Von Mises fueron evaluadas en el análisis de tensión. La energía interna de un nodo por encima de los valores habituales o exceso de tolerancia señaló la zona de mayor tensión compresiva. Esto permitió evaluar los distintos rangos de tensiones y, posteriormente, evaluar qué diseño fue el adecuado para este tipo de tratamiento.

RESULTADOS

Los tres modelos con línea de terminación tipo chamfer de 0,6 mm ⁽¹⁷⁾, hombro de 0,5 mm ⁽¹⁸⁾ y chamfer profundo de 0,5 mm ⁽¹⁹⁾ fueron diseñados con propiedades estructurales como el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson (tabla 1). Un mallado fue confeccionado mediante 169 449 nodos para el análisis más minucioso de los modelos (figura 1). Los resultados ante una fuerza vertical de 350N aplicada sobre los modelos confeccionados mostraron que los valores de tensión máxima en las líneas de terminación estuvieron,

en su mayoría, ubicadas en el contacto más íntimo con las coronas de disilicato de litio. El mayor valor de fuerza compresiva se observó en la línea de terminación tipo hombro de 0,5 mm, en comparación con los tipos chamfer y chamfer profundo (tabla 2).

Tabla 1. Propiedades estructurales de los modelos diseñados

Estructuras	Módulo de elasticidad (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	841000	0,33
Dentina	186000	0,32
Pulpa	21000	0,45
Ligamento periodontal	0.069	0.45
Disilicato de litio	95000	0,30
Hueso cortical	137000	0,30
All Cem® cemento	9800	0,35

*Datos extraídos de Reyes et al., Reddy et al., Mehari et al.

Tabla 2. Valores máximos y mínimos de tensión compresiva de las líneas de terminación al ser sometidos a una fuerza vertical

Tipos de líneas de determinación	Tensión máxima	Tensión mínima
Chamfer	0,0007 Mpa	0,000003007 Mpa
Hombro	89,81 Mpa	0,006296 Mpa
Chamfer profundo	0,33 Mpa	0,0000043006 Mpa

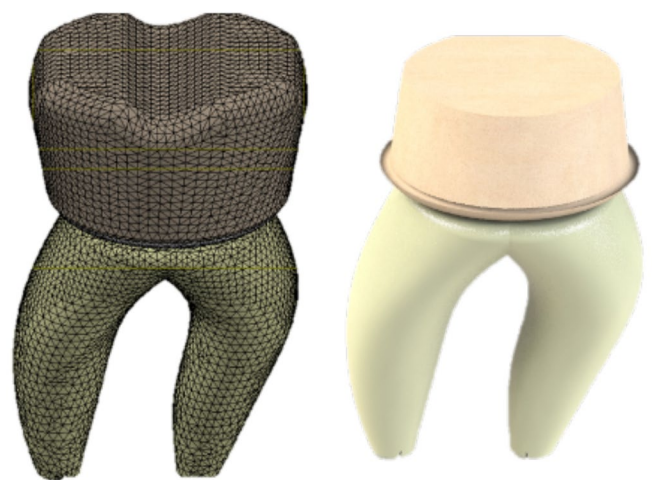


Figura 1. Diseño estructural de la muestra

Por otro lado, este estudio obtuvo y evaluó las tensiones compresivas máximas y mínimas de manera gráfica mediante el análisis de Von Mises. Este demostró como se distribuyó la fuerza vertical en toda la configuración de las líneas de terminación mediante la interpretación gráfica de las áreas de fuerzas compresivas en una escala de colores. Pasando con los modelos evaluados, la línea de terminación tipo hombro de 0,5 mm dio como resultante una tensión máxima de 89,81 Mpa en comparación con los otros dos modelos propuestos, siendo este valor más alto que el de la tensión compresiva en esta investigación (figura 2). En el modelo con la línea de terminación tipo chamfer profundo de 0,5 mm dio como resultante una tensión compresiva máxima de 0,33 Mpa siendo aceptable y con un área de tensión compresiva distribuida (figura 3). Por último, la línea de terminación tipo chamfer de 0,6 mm fue la de menor tensión compresiva, con un valor de 0,0007 Mpa, donde fuerza vertical se distribuyó de manera homogénea sobre toda la línea de terminación, lo que constituye un resultado aceptable para el modelo propuesto (figura 4).

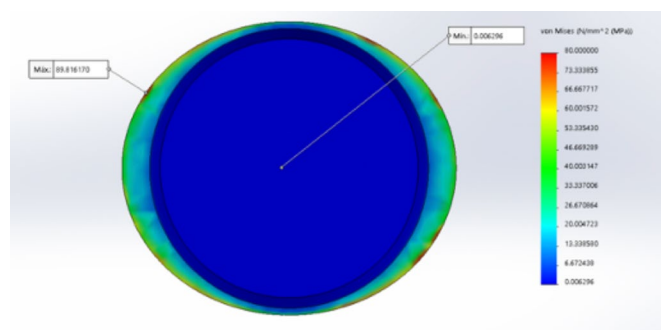


Figura 2. Análisis de Von Mises en línea de terminación tipo hombro de 0,5 mm

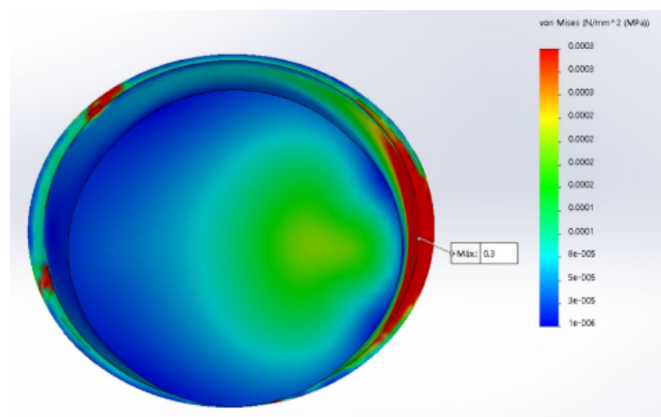


Figura 3. Análisis de Von Mises en línea de terminación tipo chamfer profundo de 0,5 mm

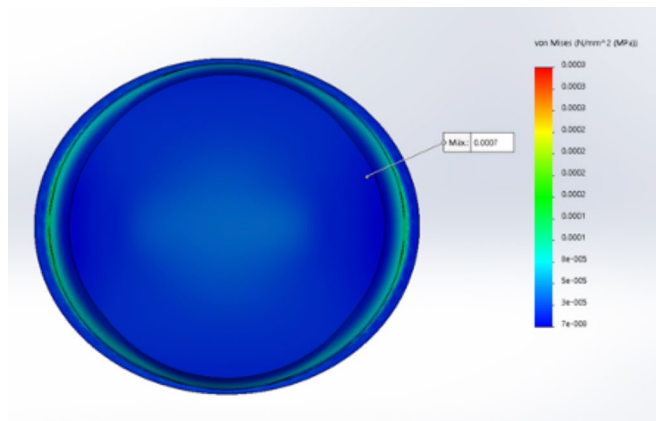


Figura 4. Análisis de Von Mises en línea de terminación tipo chamfer de 0,6 mm

DISCUSIÓN

De acuerdo con la evidencia, la rehabilitación oral con materiales como las coronas cerámicas puede ser la primera alternativa de tratamiento protésico unitario en casos donde la estética, la función y la longevidad sean de interés del paciente (20). Según la literatura, las coronas de disilicato de litio se caracterizan por una mínima conductividad térmica (21), propiedades mecánicas y físicas resistentes a las fuerzas masticatorias, y una alta biocompatibilidad con el tejido periodontal y de soporte (22, 23). Esto refleja la superioridad en el performance clínico en comparación con otro tipo de material (24), y le suma la reducción poco invasiva que debe generarse en el tejido dentario para una corona de disilicato de litio (25).

El MEF, también llamado modelo *in silico*, muestra diseños computarizados clínicos relevantes por la variedad de morfología y las propiedades físicas de las estructuras modeladas. Asimismo, permite una previsión más exacta y precisa del comportamiento clínico de las líneas de terminación junto a una corona de disilicato de litio (26). El MEF aplicado por Doley en un primer molar inferior con oclusión equilibrada mostró una resistencia de 300 N a 450 N (27) ante la fuerza ejercida sobre toda la superficie oclusal.

La adición de un material como el disilicato de litio de forma unitaria en el sector posterior genera una alta resistencia a la fuerza vertical, que resulta similar a la del diente (hasta 400 Mpa de compresión) (28).

Poggio *et al.* ⁽²⁹⁾ sustentaron que las coronas cerámicas pueden mejorar su resistencia al incrementar su espesor dimensional. Con el antecedente de información sobre la resistencia de las estructuras involucradas en un sistema cerámico, Lin *et al.* ⁽³⁰⁾ determinaron, en un estudio experimental, que la fuerza de mordida máxima de los dientes posteriores fue de 600 N en sentido vertical, a diferencia del sector anterior, donde soportan fuerzas verticales, oblicuas y horizontales.

Por otro lado, Poggio *et al.* ⁽²⁹⁾ determinaron que las coronas cerámicas pueden mejorar la resistencia al incrementar el espesor de sus dimensiones. Con esto se determinó que una fuerza vertical de 350 N en las coronas de disilicato de litio transmitida hasta la terminación mimetizó correctamente el comportamiento y localización de los puntos de mayor deformación por tensión.

Esta investigación evaluó los tres tipos de línea de terminación que son comúnmente elegidas en coronas cerámicas: hombro, chamfer profundo y chamfer. Miura *et al.* ⁽³¹⁾ remarcaron el uso del tipo hombro de 0,5 mm, ya que presentó una alta tenacidad de soporte de fuerza vertical sobre el sistema cerámico. Sin embargo, existió una mayor deformación en zonas periféricas de la línea de terminación. Este resultado aumenta la probabilidad de la disminución del tiempo de vida clínico del tratamiento rehabilitador.

Entonces, al comparar el estudio de Miura *et al.* ⁽³¹⁾ con la presente investigación, la línea de terminación tipo hombro de 0,5 mm presentó la mayor deformación en los 3 modelos, con un 89,81 Mpa como tensión máxima (figura 2). Esto podría indicar que dicha línea de terminación podría fallar en cargas oclusales mayores a 350 N, según los resultados obtenidos. Cabe resaltar que Son *et al.* ⁽³²⁾ mencionaron que las fuerzas compresivas vertidas en una zona de mayor área distribuye las cargas de manera más homogénea y disminuye la posibilidad de fractura de la línea de terminación.

En contraste con la línea de terminación tipo hombro, la línea tipo chamfer obtuvo un valor mucho menor de tensión máxima, de 0,3 Mpa. Asimismo, al análisis de Von Mises orientó la tensión compresiva sobre toda

la circunferencia de la línea de terminación y parte de la cofia (figura 4). Ma *et al.* ⁽³³⁾ señalan que el uso de una línea de terminación tipo chamfer de 0,5 mm es considerada de primera línea en materiales cerámicos por su configuración simple y conservadora, lo cual prolonga la vida clínica del sistema.

En el caso de la línea de terminación tipo chamfer profundo de 0,5 mm se presentó una distribución bastante estándar sobre toda la extensión de la configuración marginal. Akbar *et al.* ⁽³⁴⁾ realizaron el análisis de tensión compresiva e integridad en dos líneas de terminación chamfer y hombro, y determinaron que el primero presentó una mejor integridad y distribución de fuerzas compresivas. La línea de terminación tipo chamfer es la más aceptada y mejor documentada entre las coronas de disilicato de litio unitarias, con una vida clínica de entre 10 y 15 años, según estudios recientes ⁽³⁵⁾. Esto puede deberse a su performance biomecánico en el sector posterior, al mejorar la resistencia a la fractura ⁽³⁶⁾ y la unión al remanente dentario ⁽³⁷⁾.

Tripathi *et al.* ⁽³⁸⁾ concluyeron, en una investigación comparativa entre líneas de terminación chamfer vs. hombro, que ambos tipos pueden ser utilizados con una respuesta clínica aceptada, pero teniendo en consideración el tipo de material cerámico ⁽³⁸⁾. Entre las consideraciones para la elección de las diferentes líneas de terminación en la clínica, hay que enfatizar que la calibración del operador al realizar este tipo de preparaciones dentarias será determinante, ya que el éxito clínico no solo dependerá de la línea de terminación utilizada, sino también del cumplimiento de las medidas recomendadas y la conicidad lograda en la preparación dentaria ⁽³⁹⁾.

CONCLUSIONES

A partir de los resultados con MEF, se concluyó que la tensión compresiva en las tres líneas de terminación con coronas de disilicato de litio mostró una mejor distribución de fuerza en el tipo chamfer de 0,6 mm. La línea de terminación tipo chamfer profundo de 0,5 mm obtuvo un resultado bastante estándar y aceptable para la fuerza propuesta, mientras que el tipo hombro de 0,5

mm presentó el valor más alto de tensión compresiva en comparación con los otros dos modelos estudiados.

Contribución de autoría: Los autores han participado en la concepción, planificación, ejecución y aprobaron la versión final de este artículo.

Financiamiento: Autofinanciado.

Conflictos de intereses: Ninguno.

REFERENCIAS

1. Rodrigues SB, Franken P, Celeste RK, Leitune VCB, Collares FM. CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res.* 2019 Oct;63(4):389-95. doi: [10.1016/j.jpor.2018.11.006](https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.11.006).
2. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):257-63. doi: [10.1016/j.prosdent.2015.11.019](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.019).
3. Aziz A, El-Mowafy O. Convergence Angle of Preparations for Lithium Disilicate Glass-Ceramic Crowns by Dental Students and Its Effect on Crown Retention. *J Dent Educ.* 2020;84(3):329-35. doi: [10.21815/JDE.019.173](https://doi.org/10.21815/JDE.019.173).
4. Helal MA, Wang Z. Biomechanical Assessment of Restored Mandibular Molar by Endocrown in Comparison to a Glass Fiber Post-Retained Conventional Crown: 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 2019;28(9):988-96. doi: [10.1111/jopr.12690](https://doi.org/10.1111/jopr.12690).
5. Reale Reyes A, Dennison JB, Powers JM, Sierraalta M, Yaman P. Translucency and flexural strength of translucent zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2023;129(4):644-9. doi: [10.1016/j.prosdent.2021.06.019](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.019).
6. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):134. doi: [10.1186/s12903-019-0838-x](https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x).
7. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):132-7. doi: [10.1016/j.prosdent.2017.08.004](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004).
8. Schubert O, Erdelt KJ, Tittenhofer R, Hajtó J, Bergmann A, Güth JF. Influence of intraoral scanning on the quality of preparations for all-ceramic single crowns. *Clin Oral Investig.* 2020;24(12):4511-8. doi: [10.1007/s00784-020-03316-2](https://doi.org/10.1007/s00784-020-03316-2).
9. Sannino G, Gloria F, Ottria L, Barlattani A. Influence of finish line in the distribution of stress trough an all ceramic implant-supported crown. A 3D Finite Element Analysis. *Oral Implantol (Rome).* 2009;2(2):14-27.
10. Cortellini D, Canale A, Souza RO, Campos F, Lima JC, Özcan M. Durability and Weibull Characteristics of Lithium Disilicate Crowns Bonded on Abutments with Knife-Edge and Large Chamfer Finish Lines after Cyclic Loading. *J Prosthodont.* 2015;24(8):615-9. doi: [10.1111/jopr.12237](https://doi.org/10.1111/jopr.12237).
11. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagdy HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11(Suppl 2):S85-91. doi: [10.4103/JPBS.JPBS_296_18](https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_296_18).
12. Mehari Abraha H, Iriarte-Diaz J, Ross CF, Taylor AB, Panagiotopoulou O. The Mechanical Effect of the Periodontal Ligament on Bone Strain Regimes in a Validated Finite Element Model of a Macaque Mandible. *Front Bioeng Biotechnol.* 2019;7:269. doi: [10.3389/fbioe.2019.00269](https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00269).
13. Khuder T, Yunus N, Sulaiman E, Dabbagh A. Finite element analysis and clinical complications in mandibular implant-overdentures opposing maxillary dentures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;75:97-104. doi: [10.1016/j.jmbbm.2017.06.039](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.039).
14. Gupta Y, Iyer R, Dommeti VK, et al. Design of dental implant using design of experiment and topology optimization: A finite element analysis study. *Proc Inst Mech Eng H.* 2021;235(2):157-66. doi: [10.1177/0954411920967146](https://doi.org/10.1177/0954411920967146).

15. Dhital S, Rodrigues C, Zhang Y, Kim J. Viscoelastic finite element evaluation of transient and residual stresses in dental crowns: Design parametric study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;103:103545. doi: [10.1016/j.jmbbm.2019.103545](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103545).
16. Manns A, Rojas V, Van Diest N, Rojas D, Sampaio CS. Comparative study of molar and incisor bite forces regarding deciduous, mixed, and definitive dentition. *Cranio*. 2022;40(4):373-80. doi: [10.1080/08869634.2020.1732569](https://doi.org/10.1080/08869634.2020.1732569).
17. Pan CY, Lan TH, Liu PH, Fu WR. Comparison of Different Cervical Finish Lines of All-Ceramic Crowns on Primary Molars in Finite Element Analysis. *Materials (Basel)*. 2020;13(5):1094. doi: [10.3390/ma13051094](https://doi.org/10.3390/ma13051094).
18. Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture resistance of zirconia core restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2011;5(2):41-5. doi: [10.5681/joddd.2011.009](https://doi.org/10.5681/joddd.2011.009).
19. Rafferty BT, Bonfante EA, Janal MN, et al. Biomechanical evaluation of an anatomically correct all-ceramic tooth-crown system configuration: core layer multivariate analysis incorporating clinically relevant variables. *J Biomech Eng*. 2010;132(5):051001. doi: [10.1115/1.4001046](https://doi.org/10.1115/1.4001046).
20. Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza ROAE, Borges ALS. Influence of Alveolar Bone Loss and Cement Layer Thickness on the Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Maxillary Incisors: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod*. 2017;43(5):791-5. doi: [10.1016/j.joen.2016.11.020](https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.11.020).
21. Teshigawara D, Ino T, Otsuka H, Isogai T, Fujisawa M. Influence of elastic modulus mismatch between dentin and post-and-core on sequential bonding failure. *J Prosthodont Res*. 2019;63(2):227-231. doi: [10.1016/j.jpor.2018.12.003](https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.12.003).
22. Salazar-López C, Quintana-del Solar M. Rehabilitación estética-funcional combinando coronas de disilicato de Litio en el sector anterior y coronas metal-cerámica en el sector posterior. *Rev. Estomatol. Herediana*. 2016;26(2), 102-9. doi: doi.org/10.20453/reh.v26i2.2872.
23. Li K, Ai H, Yi Z. [Comparison of adaptation of crowns of different lithium disilicate glass-ceramic]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2016 May;51(5):296-9.
24. Anantula K, Vankayala B, Yadav S. A three-dimensional finite element analysis of stress distribution in maxillary central incisor with a horizontal mid root fracture after various management protocols. *J Conserv Dent*. 2021;24(5):470-4. doi: [10.4103/jcd.jcd_410_21](https://doi.org/10.4103/jcd.jcd_410_21)
25. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018 Apr;34(4):238-42.
26. Begum MS, Dinesh MR, Tan KF, Jairaj V, Md Khalid K, Singh VP. Construction of a three-dimensional finite element model of maxillary first molar and its supporting structures. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015 Aug;7(Suppl 2):S443-50.
27. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2019 Jan;121(1):124-8.
28. Camatta HP, Ferreira RM, Ferrairo BM, Strelhow SS, Rubo JH, Mori AA, Ferruzzi F. Mechanical Behavior and Fracture Loads of Screw-Retained and Cement-Retained Lithium Disilicate Implant-Supported Crowns. *J Prosthodont*. 2021 Oct;30(8):690-7.
29. Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017 Dec 20;12(12):CD009606.
30. Lin J, Lin Z, Zheng Z. Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: a finite element analysis study. *BMC Oral Health*. 2020 Aug 18;20(1):226.
31. Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Egusa H. Effect of finish line design on stress distribution in bilayer and monolithic zirconia crowns: a three-dimensional finite element analysis study. *Eur J Oral Sci*. 2018 Apr;126(2):159-65.
32. Son K, Son YT, Lee JM, Lee KB. Marginal and internal fit and intaglio surface trueness of interim crowns fabricated from tooth preparation of four finish line locations. *Sci Rep*. 2021 Jul 6;11(1):13947.
33. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater*. 2013 Jul;29(7):742-51.
34. Akbar JH, Omar R, Al-Tarakhmah Y. Marginal Integrity of CAD/CAM Ceramic Crowns Using Two Different Finish Line Designs. *Med Princ Pract*. 2021;30(5):443-7.
35. Vojdani M, Safari A, Mohaghegh M, Pardis S, Mahdavi F. The effect of porcelain firing and type of finish line on the marginal fit of zirconia copings. *J Dent (Shiraz)*. 2015 Jun;16(2):113-20.
36. Vianna ALSV, Prado CJD, Bicalho AA, Pereira RADS, Neves FDD, Soares CJ. Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *J Appl Oral Sci*. 2018;26:e20180004.
37. Karaman T, Eser B, Altintas E, Atala MH. Evaluation of the effects of finish line type and width on the fracture strength of provisional crowns. *Odontology*. 2021 Jan;109(1):76-81.
38. Tripathi S, Amarnath GS, Muddugangadhar BC, Sharma A, Choudhary S. Effect of Preparation Taper, Height and Marginal Design Under Varying Occlusal Loading Conditions on Cement Lute Stress: A Three Dimensional Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014 Dec;14(Suppl 1):110-8.
39. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):503.
40. Alfawaz Y. Zirconia Crown as Single Unit Tooth Restoration: A Literature Review. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(5):418-22. doi: [10.5005/jp-journals-10024-1865](https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1865).