

Efecto del diseño de la preparación para una restauración de tipo endocorona y su relación con el espesor del piso de la cámara pulpar y el techo de la furca, analizado a través del Análisis de elementos finitos.

Effect of the design of the preparation for an endocrown-type restoration and its relationship with the thickness of the floor of the pulp chamber and the roof of the furcation, analyzed through the finite element method.

Patrizia Gerussi. Odontóloga, Residente del posgrado de Rehabilitación Oral, Pontificia Universidad Javeriana. pgerussi@javeriana.edu.co

Valentina Maria Rodriguez Campilii, Odontóloga, Residente del posgrado de Rehabilitación Oral, Pontificia Universidad Javeriana. valentina-rodriguez@javeriana.edu.co

Adriana Rodríguez-Ciodaro. Bacterióloga, Magister en Microbiología. Profesora asociada, Centro de Investigaciones Odontológicas, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. arodrig@javeriana.edu.co. <https://orcid.org/0000-0002-6640-3975-3975>

Luis Eduardo Luna Ángel. Odontólogo Pontificia Universidad Javeriana. Especialista en Prostodoncia Universidad El Bosque. Maestría en Biofísica, Profesor asociado, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. lluna@javeriana.edu.co

RESUMEN

Antecedentes: falta de evidencia sobre la variación de espesor y altura del remanente dental con restauraciones de tipo endocorona. **Objetivo:** Analizar la distribución de esfuerzos y deformaciones en la estructura dental remanente restaurada con endocoronas a través del Análisis de elementos finitos (AEF). **Métodos:** Se realizó el modelamiento de la estructura dental a partir de una tomografía del diente 16, analizada a través del AEF, en donde se diseñaron 4 diferentes preparaciones, que incluían variación en la altura de las paredes axiales y en el espesor entre el piso de la cámara pulpar y techo de furca, evaluadas con tres tipos de materiales (VITA Enamic, Lava Ultimate y Brilliant Crios), generando así 12 modelos estudiados, a los cuales se les aplicó una fuerza de 700N, con una esfera de 5mm de diámetro. Las variables fueron analizadas según la prueba de Kruskal Wallis o ANOVA unidireccional. **Resultados:** Se presentó una diferencia estadísticamente significativa en la concentración de esfuerzos y deformación a nivel de la estructura del esmalte, dentina y ligamento y no se presentó una diferencia estadísticamente significativa en la endocorona y la resina. La variación de la altura de las paredes axiales con espesor de 1mm y 2 mm, mostraron los mayores valores de concentración de esfuerzos. **Conclusión:** Se encontró un efecto en la variación de las alturas de las paredes axiales y espesor del piso de la cámara pulpar a furca, sobre la distribución de esfuerzo y deformación.

Palabras claves

Brilliant crios; elementos finitos; endocoronas; esfuerzos y deformaciones; Lava Ultimate, VITA Enamic.

Áreas temáticas

Odontología; prostodoncia.

ABSTRACT

Background: lack of evidence on the variation of thickness and height of the dental remnant with endocorne-type restorations **Objective:** To analyze the distribution of stresses and strains in the remaining dental structure restored with endocrowns through Finite Element Analysis (FEA). **Methods:** The modeling of the dental structure was carried out from a tomography of tooth 16, analyzed through the AEF, where 4 different preparations were designed, which varied in the height of the axial walls and in the thickness between the floor of the pulp chamber and furcation roof, evaluated with three types of materials (VITA Enamic, Lava Ultimate and Brilliant Crios), thus discovering 12 studied models, to which a force of 700N is applied, with a 5mm diameter sphere. The variables were analyzed according to the Kruskal Wallis test or one-way ANOVA. **Results:** There was a statistically significant difference in the concentration of efforts and strain at the level of the structure of the enamel, dentin and ligament and there was no statistically significant difference in the endocrown and the resin. The variation of the heights of the axial walls with a thickness of 1 mm and 2 mm, showed the highest stress concentration values. **Conclusion:** An effect was found in the variation of the heights of the axial walls and thickness of the floor of the pulp chamber to the furcation, on the distribution of stress and strain.

Key words

Brilliant críos; Endocrown; Finite element; Lava Ultimate; Stress and Strain; VITA Enamic.

Thematic fields

Dentistry; prosthodontics

INTRODUCCION

En la consulta odontológica, frecuentemente se encuentran pacientes que presentan lesiones cariosas desde moderadas a graves, las cuales involucran más de una superficie dental, requiriendo en muchos de los casos de tratamientos endodónticos. Esto implica al rehabilitador una mayor complejidad al planificar algún tipo de restauración (1).

Existe controversia al hablar de dientes tratados endodónticamente, ya que su rigidez y resistencia son debatidas. Anteriormente se pensaba que los dientes tratados endodónticamente perdían resistencia y rigidez debido a la ausencia de vitalidad; sin embargo, en la actualidad la literatura ha demostrado que la razón principal de la ausencia de dichas características se relaciona con la pérdida de la integridad estructural como resultado de caries o preparación de la cavidad (2), lo cual contribuye a la mayoría de los fracasos en el ámbito restaurativo, pudiendo causar microfiltraciones marginales y fracturas coronales en comparación con los dientes vitales (3).

La planificación restaurativa de los dientes tratados endodónticamente que presentan una pérdida coronal extensa, debe tener en cuenta el remanente dental y el tipo de material a seleccionar. Esto con el fin de proteger y fortalecer el diente a tratar, procurando que tanto la restauración como el diente estén presentes en boca durante un largo periodo de tiempo y en óptimas condiciones (2).

A lo largo del tiempo, se han ido desarrollando nuevas técnicas o tipos de restauraciones para abordar tratamiento en dientes tratados endodónticamente con pérdida coronal extensa. Se ha pasado de tratamientos poco conservadores, como son núcleos o postes de vidrio con

complementadores coronales restaurados con coronas completas, a tratamientos mas conservadores como las endocoronas (4). Se ha demostrado que las endocoronas son restauraciones apropiadas para rehabilitar premolares y molares, aun cuando los pacientes puedan presentar parafunción de tipo bruxismo (5).

Una restauración de tipo endocorona consiste en una restauración adhesiva, la cual adicionalmente consta de una retención macromecánica ubicada en la cámara pulpar (6). Para realizar una endocorona, es necesario cumplir con ciertos parámetros, como valores de espesor de paredes axiales no menores a 2 mm, una inclinación de las paredes axiales en relación con la cámara pulpar de 6 grados, una profundidad de la cámara pulpar mínima de 3 mm, un diámetro de la cámara pulpar de 3 mm para dientes premolares y 5 mm para molares y una reducción oclusal mínima de 2 mm (7).

Se han establecido tres clases de endocoronas, basada en la cantidad de tejido remanente una vez realizada la preparación. La clase 1 describe una preparación dental, en la cual dos paredes axiales presentan una altura superior a la mitad de su altura original. La clase 2 presenta una pared axial con altura superior a la mitad de su altura original. Por ultimo, la clase 3 presenta todas las paredes axiales presentan una altura menor a la mitad de su altura original (5).

Entre las ventajas de las endocoronas se puede resaltar que no necesitan de una desobturación y colocación de algún tipo de retenedor intrarradicular; evitando así la remoción de dentina y el riesgo de perforación (8)(9). Otra ventaja sería la disminución de las tensiones a nivel radicular generadas por los retenedores intrarradicales metálicos, los cuales pueden causar una fractura radicular no reparable. Por otro lado, requiere de un menor tiempo clínico y de laboratorio; además, permite una mayor preservación de tejido dental en comparación con las coronas convencionales (2).

Se ha demostrado que las restauraciones de tipo endocorona presentan una tasa de éxito mayor que las restauraciones con coronas convencionales (99,78% vs 98,66%) durante un periodo de 7 años. Además, no se encontraron diferencias significativas en los dos tipos de coronas con respecto a la probabilidad de supervivencia (1). Adicionalmente las restauraciones de tipo endocorona han reportado que presentan mayor resistencia a la fractura en comparación con restauraciones soportadas con postes de fibra de vidrio (5).

Otros estudios de revisión sistemática y meta-análisis mostraron una tasa de supervivencia del 91,4% para endocoronas y un 98,3% para coronas convencionales. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas con respecto a la tasa de éxito entre una endocorona y una corona convencional (77,7% vs 94%) (10).

Para entender la biomecánica de estas restauraciones, es necesario conocer cuál es la respuesta de las concentraciones de tensiones; Esto se ha podido analizar a través del Análisis de elementos finitos (6). En estudios de endocoronas analizados por este método, se ha encontrado relación entre el remanente dental y la distribución de las cargas, concluyendo que a mayor remanente dental, menor serán las concentraciones de tensiones en dentina (11)(8)(12). Sin embargo, los estudios no han tomado en consideración evaluar la variable del espesor del piso de la cámara pulpar, el cual va desde el piso de la cámara pulpar al techo de la furca. Otra de las limitaciones que se evidenciaron es que los estudios no han realizado un análisis en conjunto de todas las variables.

Un factor importante a tomar en cuenta, es el tipo de material para la confección de las endocoronas. Estos materiales deben presentar ciertas características similares a la estructura dental, para así provocar una menor concentración de tensiones en el diente y a su vez lograr una mayor longevidad en boca (13)(14).

Actualmente, gracias al flujo digital se pueden realizar endocoronas en diferentes tipos de materiales como las cerámica feldespática, zirconios, cerámicas infiltradas con polímeros y polímeros infiltrados con cerámica, cada una presentando sus ventajas y desventajas (15).

Los materiales poliméricos CAD/CAM están constituidos por una matriz de polímero de resina compuesta y partículas de relleno a base de cerámica incrustadas. Dichos materiales a menudo se conocen como "compuestos rellenos de partículas", por presentar un elevado porcentaje de relleno. Dependiendo de la composición y el porcentaje de este tipo de material se pueden ver afectadas sus características, ya que algunos presentan un mayor porcentaje de relleno inorgánico que otros. Entre las numerosas ventajas a destacar de estos materiales se puede resaltar la capacidad de reparabilidad intraoral (16), su resistencia a la rotura y al desgaste, su alta resistencia a la compresión, dureza y módulos de elasticidad comparables a la estructura dental (17), presentan una distribución de estrés más uniforme y también han presentado mayor resistencia a la fractura (18). Por lo tanto, los materiales poliméricos al ser infiltrados con las cerámicas exhibirán las mejores características presentes tanto en la cerámica como en la resina (18). En este estudio se evaluará el comportamiento de dos materiales poliméricos específicos el Brilliant Crios y Lava Ultimate.

El Brilliant Crios, es una material CAD/CAM el cual presenta una matriz orgánica compuesta por metacrilatos de cadena cruzada y una matriz inorgánica con relleno del 70.7% de sílice y vidrio de bario (19), y presenta un módulo de elasticidad 10.3 GPa (20). El LU en la parte inorgánica contiene zirconio y nanopartícula de sílice en un 80% del peso del material, mientras que la parte inorgánica del polímero contiene aproximadamente el 20% en peso contiene UDMA y Bis-EMA, y presenta un modulo de elasticidad de 12.7 GPa (18)(21).

Se ha reportado que, con respecto a las características estéticas de los materiales, las cerámicas son superiores a las resinas compuestas (16). Recientemente se ha dado a conocer un material cerámico infiltrado con polímero, el cual combina las propiedades de la cerámica y el polímero, llamado así material cerámico híbrido. El material que se utilizará para la presente investigación será VITA Enamic, el cual está compuesto por un relleno de 86% de cerámica y un 14% de UDMA + TEGDMA (Alamouh RA,2018). Este tipo de material presenta numerosas ventajas entre las que se resalta su índice de fragilidad razonable, ya que lo convierte en un material adecuado para CAD/CAM sin requerir una cocción adicional a diferencia de otros materiales que se encuentran parcialmente sinterizados; al ser un material de un solo paso garantiza un alto grado de precisión dimensional de la restauración final. Otra de sus ventajas es que presenta una menor dureza, proporcionando así un menor desgaste al diente antagonista y una respuesta similar a la del esmalte, logrando una buena capacidad de redistribución de la tensión (22).

Algunos estudios han evaluado los diferentes comportamientos de los materiales. Con respecto a la resistencia a la fractura y la retención de endocoronas, se pudo observar que tanto los materiales IPS e-max (disilicato de litio), Vita Suprinity (disilicato de litio reforzado con dióxido de circonio) y Vita Enamic (cerámica infiltrada con polímero) son buenas opciones para realizar restauraciones de tipo endocorona. También se observó que el material que presentó mayor resistencia a la fractura fue el Vita Suprinity en comparación con el Vita Enamic e IPS e-max y con respecto a la retención el VITA Enamic mostró un valor de

descementación de la endocorona mas alto en comparación de los materiales IPS e-max y Vita Suprinity (23).

Otro estudio evaluó la resistencia a la fractura comparando los materiales IPS e-max (disilicato de litio), Vita Enamic, Celtra duo (silicato de litio reforzado con óxido de circonio) y CeraSmart (nanocerámica híbrida). Se demostró que las nanocerámicas de resina y el disilicato de litio mostraron los valores más altos de resistencia a la fractura, seguidos por el polímero infiltrado con cerámicas (Vita Enamic), favoreciendo su uso para restauraciones endocoronas (22)(24).

Debido a lo anterior se hace necesario analizar biomecánicamente este tipo de restauraciones combinando las variables de altura y espesor de las paredes, espesor del piso de la cámara pulpar y el tipo de material utilizado. Por lo tanto, el grupo de investigación se plantea la siguiente pregunta ¿Cuál es el efecto de la altura de las paredes y el espesor del tejido remanente en la concentración de tensiones en un diente restaurado con endocoronas, analizado a través del Análisis de Elementos Finitos?.

MATERIALES Y MÉTODOS

Previo aval del Comité de Investigación y Ética de la Facultad de Odontología de la Pontificia Universidad Javeriana (CIEFOUJ), se realizo un estudio in-silico a través del AEF. La reconstrucción de las estructuras dentales se obtuvo a partir de una tomografía del diente 16, se realizo el modelamiento de la estructura dental, el hueso cortical, hueso trabecular y dientes adyacentes de la porción requerida del maxilar superior. Estas estructuras fueron importadas en formato STL al programa SOLIDWORKS, donde fueron convertirlos a sólidos individuales como esmalte, dentina, cemento definitivo (espesor de 70 μ m), resina fluida (sellado de los conductos), gutapercha, ligamento periodontal (espesor de 0.25mm), hueso cortical, hueso trabecular y dientes adyacentes (diente 15 y 17).

Se simulo un diseño de preparación para endocorona junta tope, con preparaciones de 2 paredes de 2mm (Distal y vestibular) y 2 paredes de 1mm (palatino y mesial) y otro diseño de todas las paredes de 2mm, medidos desde la línea amelo-cementaria. Adicionalmente la preparación se diseño con una convergencia de paredes axiales de 6 grados, un espesor de 2mm para todas las paredes axiales y se adicionaron diferentes espesores de piso de la cámara pulpar a techo de furca, el cual vario de 1mm a 2mm y un diseño de restauración de tipo endocorona según su preparación dental, obteniendo así un total de 4 modelos iniciales (figura 1). Luego se incorporaron los 3 diferentes tipos de materiales CAD/CAM (VITA Enamic, Brilliant Críos y Lava Ultimate), obteniendo asi un total de 12 modelos.

Cada sólido posteriormente se llevo al módulo de conjunto del programa SOLIDWORKS, donde se realizo el ensamble de los componentes para obtener un conjunto (figura 2), que represento los modelos estudiados con sus respectivas estructuras mencionadas anteriormente, obteniendo un total de 12 modelos (figura 3,4,5).

Figura 1

4 modelos iniciales de las preparaciones variando alturas y espesores.

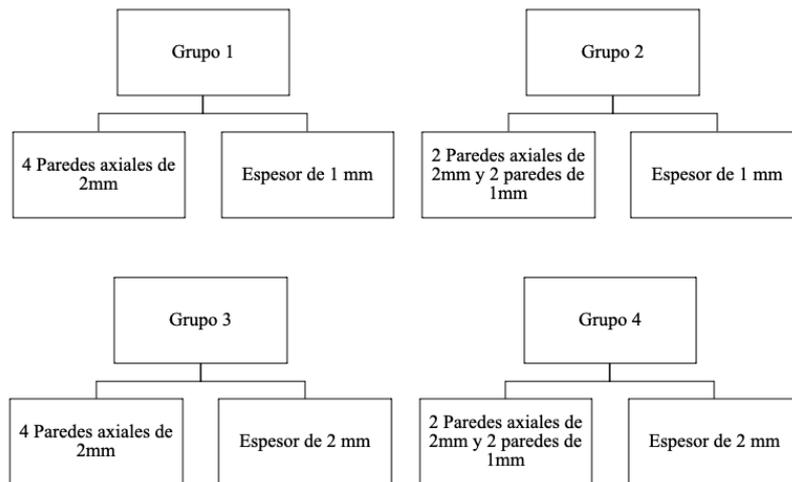


Figura 2
Ensamble de los componentes para obtener un conjunto variando altura de las paredes axiales.

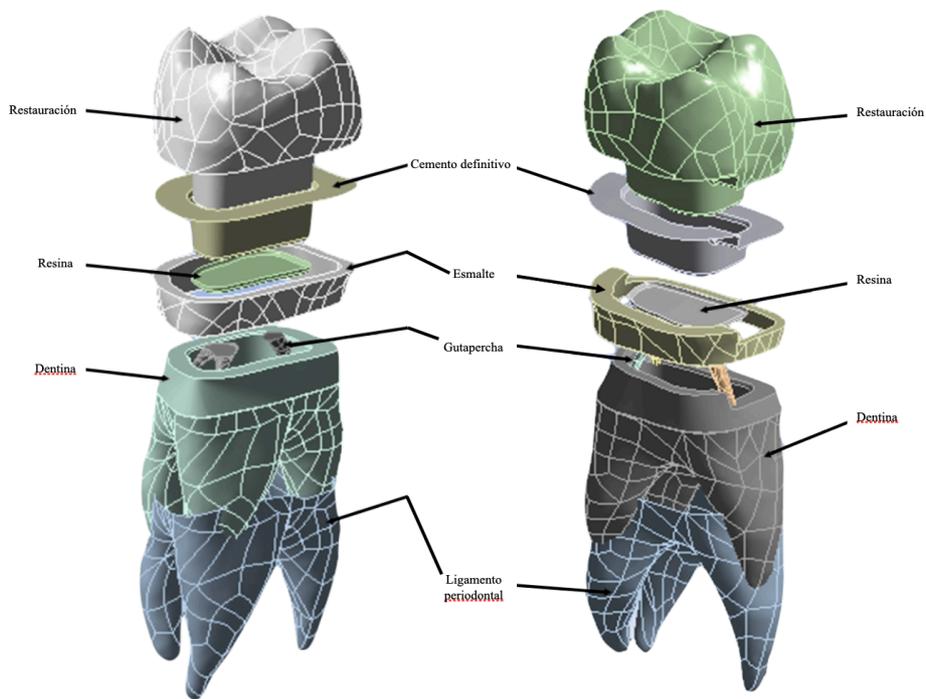


Figura 3
Distribución de modelos con el material Lava Ultimate (LU).

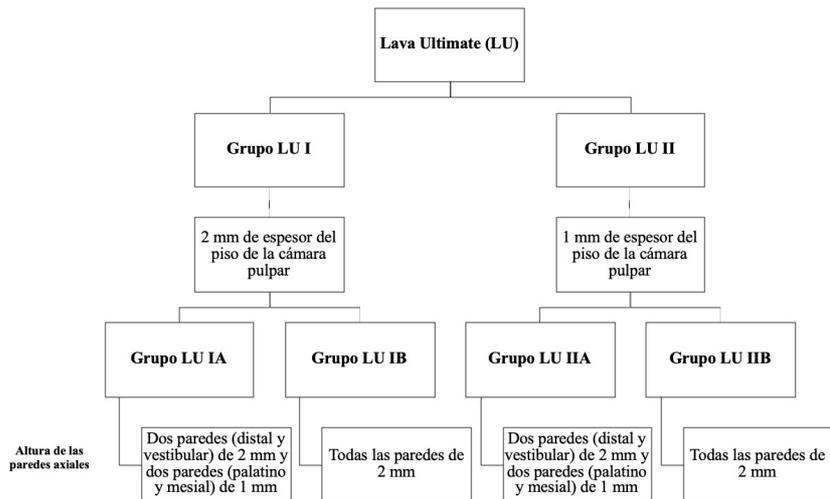


Figura 4
Distribución de modelos con el material VITA Enamic (VE).

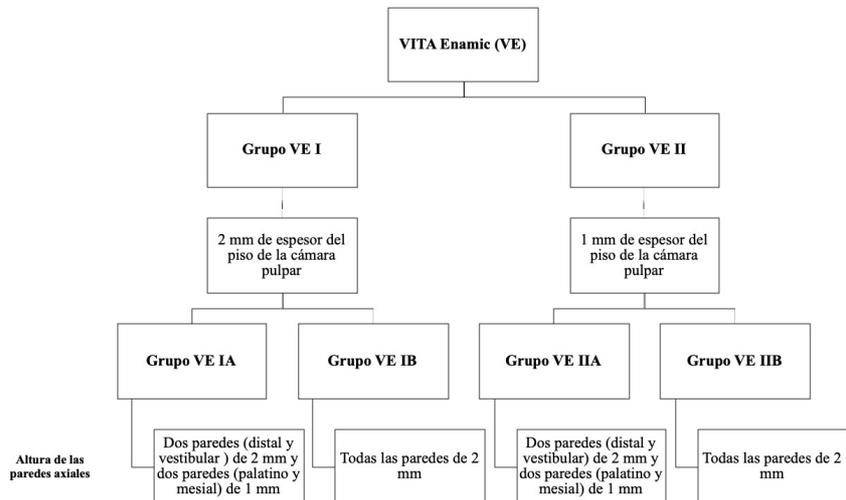
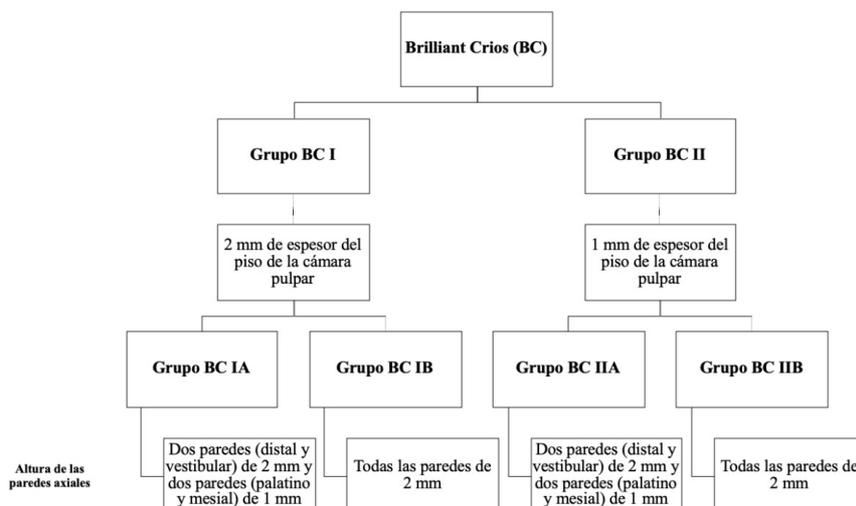


Figura 5
Distribución de modelos con el material Brilliant Crios (BC).



Una vez obtenidos los 12 modelos, cada estructura creada fue importada en archivos separados al programa Ansys WorkBench, los 4 modelos iniciales se dividieron en una malla compuesta por 760005 nodos y 512738 elementos para grupo 1, para el grupo 2 756207 nodos y 510624 elementos, para el grupo 3 755497 nodos y 509941 elementos y el grupo 4 755377 nodos y 510136 elementos. Cada estructura se le asignó sus propiedades mecánicas de los materiales, las diferentes estructuras del diente 16 y dientes adyacentes. (Tabla 1). Para analizar el comportamiento de los modelos, se realizó una carga de 700N (que simula la fuerza de oclusión en máxima intercuspidad), sobre 3 puntos de contacto, simulando la oclusión dental a través de una esfera de 5 mm de diámetro en la dirección axial del molar (figura 6).

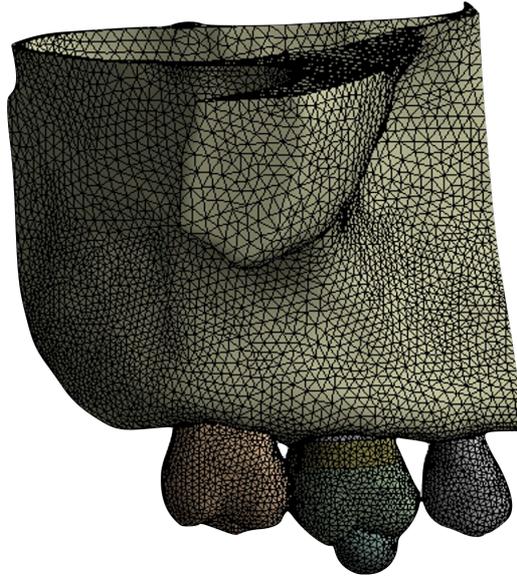
Tabla 1

Propiedades mecánicas de estructuras y materiales.

ESTRUCTURA	MÓDULO DE ELASTICIDAD (MPa)	RELACIÓN DE POISSON
Esmalte	84100	0,33
Dentina	18600	0,31
Ligamento Periodontal	68,9	0,45
Gutapercha	0,69	0,25
Resina Fluida	7000	0,45
Hueso Cortical	10700	0,3
Hueso Trabecular	1370	0,3
Cemento	7700	0,3
Vita Enamic	37800	0,24
Lava Ultimate	12700	0,45
Brilliant Crios	10300	0,3

Figura 6

Simulación de la fuerza aplicada con la esfera de 5mm de diámetro.



Los puntos de concentración de tensiones y su magnitud (MPa) se registraron y se analizaron a través de la distribución de tensiones de Von Mises y las deformaciones (mm/mm) por medio de histogramas de colores. A partir de esto se obtuvieron patrones de franjas isocromáticas, en la cual a medida que la fuerza fue aplicando sobre una estructura dental, el número de franjas isocromáticas se incremento.

Cada línea de color (orden de franja) represento un nivel de tensión: el color azul evidencio una tensión baja o nula, los colores cálidos representaron patrones de alta concentración de tensiones (rojo, naranja, amarillo), siendo el rojo el indicador de los máximos valores de las variables analizadas. Por lo tanto, el patrón de secuencia fue el siguiente: el rojo, seguido de los colores naranja, amarillo, tonos verdes, azules, hasta llegar al color azul oscuro, el cual represento la menor tensión generada.

La prueba de hipótesis Shapiro-Willks se utilizo para determinar si los datos de la concentración de esfuerzos (MPa) y deformación (mm/mm) provienen de una distribución de probabilidad normal; dependiendo de los resultados se utilizaron las pruebas de ANOVA unidireccional o Kruskall Wallis para comparar los efectos del tipo de altura (1mm y 2mm)(2mm) y espesor (1mm) (2mm) sobre las variables concentración de esfuerzo (MPa) y deformación (mm/mm). Estas pruebas se realizaron teniendo un nivel de confianza del 95%, siendo una diferencia estadísticamente significativa un valor $P < 0.05$.

Las variables se agruparon de la siguiente manera: **grupo A:** Comparación de las diferentes alturas de acuerdo con 1 mm de espeso del piso de la cámara pulpar-techo de furca, **Grupo B:** Comparación de los diferentes espesores de acuerdo con la altura de todas la paredes axiales de 2 mm, **grupo C:** Comparación de los diferentes espesores de acuerdo con la variación de altura de las paredes axiales (1mm y 2mm), **grupo D:** Comparación de las diferentes alturas de acuerdo con el espesor 2mm. De la agrupación de las variables, solo se estudiaron los materiales de la restauración en los grupos que presentaron diferencia estadísticamente significativa.

RESULTADOS

Al simular la aplicación de fuerza de 700N sobre eje longitudinal en los 12 modelos, con una esfera de 5mm diámetro, se pudo observar que en el grupo 1, la máxima concentración de

esfuerzo se genero a nivel del esmalte (475,18 MPa), seguido de la endocorona (218.8 mm/mm) utilizando el material VE para ambas. Con respecto a la deformación de este mismo grupo se observo la máxima deformación a nivel de la gutapercha 0,74003 (mm/mm), seguido de la endocorona (0,023775 mm/mm) con el material BC.

En el grupo 2 se observo la mayor concentración de esfuerzos a nivel del esmalte (634,04 MPa), seguido de la endocorona (208,16 MPa) ambos con el material VE. Con respecto a la deformación se observo la mayor deformación a nivel de la gutapercha (0,36353 mm/mm), seguido por la endocorona (0,021249 mm/mm) con el material BC.

En el grupo 3 se observo que la endocorona (216,76 MPa) con el material VE presenta la máxima concentración de esfuerzos, seguido por el esmaltes (106,03 mm/mm) con el material BC y se presento la máxima deformación a nivel de la gutapercha (0,14582 mm/mm) con el material VE, seguido por la endocorona (0,023643 mm/mm) con el material VC.

Por ultimo en el grupo 4 se pudo observa que el esmalte (625,12 MPa) con material LU, presento la máxima concentración de esfuerzos, seguido por la endocorona (208,16 MPa) con el material VE. En la deformación se pudo evidencia la máxima concentración a nivel de gutapercha (0,12353 mm/mm) con el material VE, seguido de la endocorona (0,021256) con el material BC (Tablas 2,3,4,5) (Figuras 7,8,9,10).

Figura 7

Distribución de concentración de esfuerzos en el grupo 1 con los tres materiales CAD/CAM

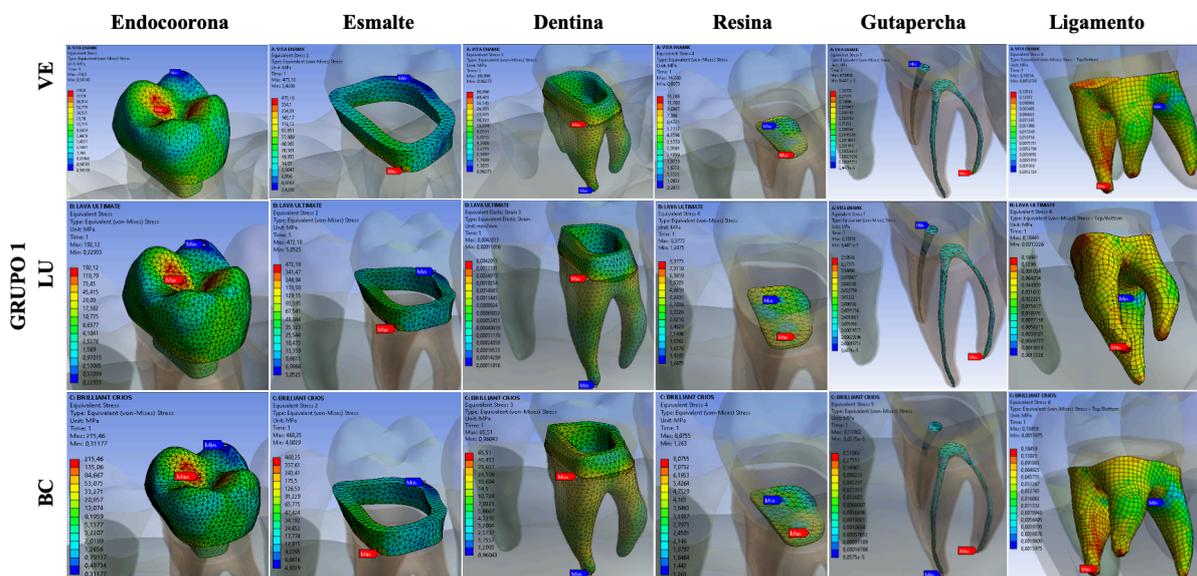


Figura 8

Distribución de concentración de esfuerzos en el grupo 2 con los tres materiales CAD/CAM

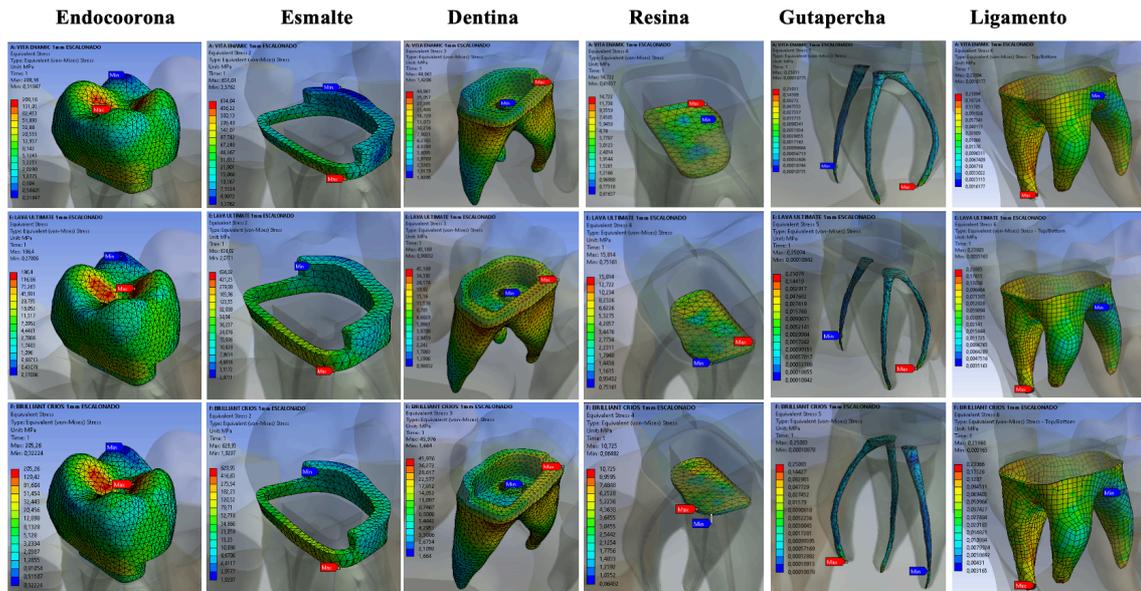


Figura 9

Distribución de concentración de esfuerzos en el grupo 3 con los tres materiales CAD/CAM

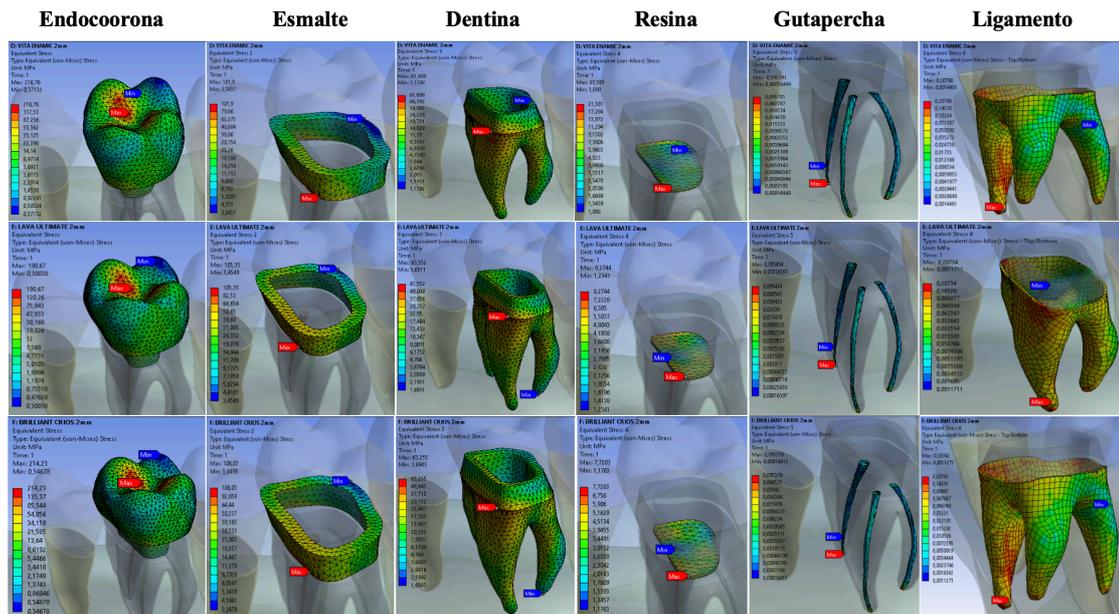


Figura 10

Distribución de concentración de esfuerzos en el grupo 4 con los tres materiales CAD/CAM

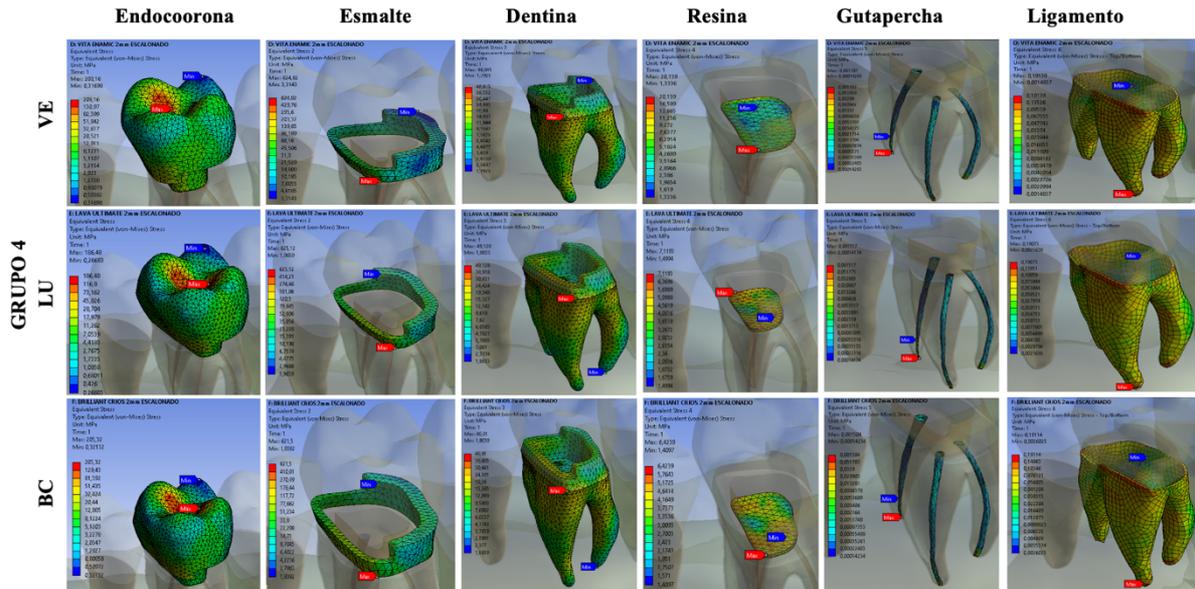


Tabla 2

Resultados de concentración de esfuerzos y deformación en grupo 1

ESTRUCTURA	VITA ENAMIC		LAVA ULTIMATE		BRILLIANT CRIOS	
	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)
ENDOCORONA	218,8	0,0066473	192,12	0,017126	215,43	0,023775
ESMALTE	475,18*	0,0065657	472,18	0,0065184	468,25	0,0064561
DENTINA	66,996	0,004245	66,224	0,0042013	65,51	0,0041639
RESINA	14,266	0,0020461	8,3773	0,0012907	8,0755	0,0012465
GUTAPERCHA	0,50976	0,73878	0,51008	0,73925	0,51062	0,74003+
LIGAMENTO 16	0,18514	0,0050641	0,18441	0,0050425	0,18459	0,0050472
CORTICAL	112,94	0,012604	112,84	0,012576	111,72	0,012461
TRABECULAR	9,7155	0,0071083	9,6643	0,0070709	9,6765	0,0070798
CEMENTO RESINOSO	4,6491	0,00060405	7,4478	0,00096742	7,426	0,0009645

*representa la máxima concentración de esfuerzos.

+ máxima deformación

Tabla 3

Resultados de concentración de esfuerzos y deformación en grupo 2

ESTRUCTURA	VITA ENAMIC		LAVA ULTIMATE		BRILLIANT CRIOS	
	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)
ENDOCORONA	208,16	0,0060834	186,4	0,015429	205,26	0,021249
ESMALTE	634,04	0,0075963	634,02	0,0075955	629,95*	0,0075462
DENTINA	44,861	0,0043555	45,189	0,0043555	45,976	0,0043492
RESINA	14,722	0,0021175	15,814	0,0022738	10,725	0,001546
GUTAPERCHA	0,25031	0,36277+	0,25074	0,3634	0,25083	0,36353
LIGAMENTO	0,23894	0,006243	0,23803	0,006223	0,23866	0,0062379

CORTICAL	134,32	0,013737	132,96	0,013602	130,91	0,013398
TRABECULAR	9,7449	0,0071298	9,6994	0,0070966	9,7296	0,0071186
CEMENTO RESINOSO	5,0279	0,00065333	7,2646	0,001016	8,5156	0,0011332

*representa la máxima concentración de esfuerzos.

+ máxima deformación

Tabla 4

Resultados de concentración de esfuerzos y deformación en grupo 3

ESTRUCTURA	VITA ENAMIC		LAVA ULTIMATE		BRILLIANT CRIOS	
	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)
ENDOCORONA	216,76*	0,0065849	190,67	0,017004	214,23	0,023643
ESMALTE	101,9	0,0012997	105,35	0,0013092	106,03	0,001303
DENTINA	61,698	0,0033539	63,552	0,0034622	63,255	0,0034595
RESINA	21,381	0,0030815	8,2744	0,0011862	7,7283	0,001119
GUTAPERCHA	0,095791	0,14582+	0,095434	0,14527	0,095379	0,14519
LIGAMENTO	0,20786	0,0057828	0,20734	0,0057677	0,20742	0,0057695
CORTICAL	39,798	0,0037205	39,806	0,0037213	39,814	0,0037221
TRABECULAR	11,185	0,008184	11,153	0,0081605	11,159	0,0081651
CEMENTO RESINOSO	4,3004	0,00055862	7,2099	0,00094783	7,1894	0,00093345

*representa la máxima concentración de esfuerzos.

+ máxima deformación

Tabla 5

Resultados de concentración de esfuerzos y deformación en grupo 4

ESTRUCTURA	VITA ENAMIC		LAVA ULTIMATE		BRILLIANT CRIOS	
	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)	ESFUERZOS (MPa)	DEFORMACIONES (mm/mm)
ENDOCORONA	208,16	0,0060833	186,48	0,015436	205,32	0,021256
ESMALTE	624,82	0,0074849	625,12*	0,0074878	621,5	0,0074441
DENTINA	48,815	0,0042083	49,128	0,0042184	48,81	0,0042049
RESINA	20,139	0,0029138	7,1193	0,0010207	6,4239	0,00092085
GUTAPERCHA	0,081707	0,12353+	0,081517	0,12324	0,081504	0,12322
LIGAMENTO	0,19139	0,0053098	0,19073	0,0052907	0,19114	0,0053029
CORTICAL	134,33	0,013737	133,06	0,013611	131,06	0,013412
TRABECULAR	9,676	0,0070795	9,6286	0,0070448	9,6554	0,0070645
CEMENTO RESINOSO	4,9426	0,00064227	7,5904	0,0010115	8,4935	0,0011304

*representa la máxima concentración de esfuerzos.

+ máxima deformación

De acuerdo con los resultados obtenidos a través de AEF se procedió a realizar un análisis estadístico diferencial, con el objetivo de analizar la variables concentración de esfuerzos y deformación en los grupos A, B, C y D, donde se evidencio que los 4 grupos presentaron una diferencia estadísticamente significativa en la concentración de esfuerzos y deformación a nivel de la estructura del esmalte, dentina y ligamento ($P < 0.05$) y no se presentó una diferencia estadísticamente significativa en la endocorona y la resina (tabla 6 y 7).

Teniendo en cuenta que solo se evidencia diferencia estadísticamente significativa a nivel de esmalte, dentina y ligamento periodontal, se procedió a realizar un análisis estadístico diferencia entre los 3 materiales con el objetivo de determinar esta diferencia era causal de los diferentes módulos de elasticidad de los 3 materiales CAD/CAM utilizados. Dentro de este análisis no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales y los grupos estudiados, determinado así que estas diferencias entre los grupos solo se debe a la variación de las alturas de la paredes axiales y el espesor entre el piso de la cámara pulpar y el techo de furca. Sin embargo, al analizar la distribución de esfuerzos según la escala de Von Mises se observo que la máxima concentración de esfuerzos en el VE en comparación de los otros materiales (BC y LU).

La variación de las altura de las paredes axiales con espesor de 1mm y 2 mm, mostraron los mayores valores de concentración de esfuerzos, demostrando que el grupo 2 fue el que mayor concentración de esfuerzos obtuvo. Sin embargo, el mantener las 4 paredes axiales de 2mm y espesor de 2mm, se obtienen mejores resultados, obteniendo la menor concentración de tensiones el grupo 3.

Tabla 6

Análisis de concentración de esfuerzos a través de las pruebas ANOVA unidireccional o Kruskall Wallis

Componentes	P valor			
	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
Endocorona	0.459	0.5127	0.6579	0.537
Esmalte	0.04953	0.04953	0.00773	0.04953
Dentina	0.04953	0.00896	0.000501	0.04953
Resina	0.239	0.8273	0.621	0.2752
Ligamento	0.04953	0.04953	0.04953	0.04953

Grupo A: Comparación de las diferentes alturas de acuerdo con 1 mm de espeso del piso de la cámara pulpar-techo de furca, **Grupo B:** Comparación de los diferentes espesores de acuerdo con la altura de todas la paredes axiales de 2 mm, **Grupo C:** Comparación de los diferentes espesores de acuerdo con la variación de altura de las paredes axiales (1mm y 2mm), **Grupo D:** Comparación de las diferentes alturas de acuerdo con el espesor 2mm.

Tabla 7

Análisis de deformación a través de las pruebas ANOVA unidireccional o Kruskall Wallis

Componentes	P valor			
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Endocorona	0.82	0.989	0.999	0.834
Esmalte	0.04953	0.04953	0.00793	0.04953
Dentina	0.00311	0.04953	0.04953	0.04953

Resina	0.256	0.5127	0.626	0.2752
Ligamento	0.04953	0.04953	0.04953	0.04953

Grupo 1: Comparación de las diferentes alturas de acuerdo con 1 mm de espesor del piso de la cámara pulpar-techo de furca, **Grupo 2:** Comparación de los diferentes espesores de acuerdo con la altura de todas las paredes axiales de 2 mm, **Grupo 3:** Comparación de los diferentes espesores de acuerdo con la variación de altura de las paredes axiales (1mm y 2mm), **Grupo 4:** Comparación de las diferentes alturas de acuerdo con el espesor 2mm.

DISCUSION

Si bien es cierto que existe una amplia literatura sobre restauraciones de tipo endocorona, no se ha evaluado la relación entre factores que quizá sea de gran relevancia, como lo es el espesor del piso de la cámara pulpar y la variación de las alturas de las paredes axiales. Es por esto que se decidió analizar la distribución de esfuerzos y deformaciones en la estructura dental remanente, con diferentes diseños de preparación para endocoronas y diferentes tipos de materiales, a través del análisis de elementos finitos. Analizar estas modificaciones puede brindar una idea más clara al odontólogo, del comportamiento biomecánico de la estructura dental remanente y sus estructuras de soporte.

El análisis por elementos finitos, es un método de gran utilidad para simular el comportamiento en la cavidad oral de manera *in vitro*. Con este análisis es posible observar la concentración de esfuerzos y deformación de un objeto o material en específico.

Tribs y col, demostraron en su estudio por AEF que la mayor concentración de esfuerzos se presentó cuando se presenta el menor remanente dental, concluyendo así que es vital la preservación del tejido dental (8).

El espesor del piso de la cámara pulpar fue descrito por Murgueitio en el 2008, en la cual se define como la distancia que existe entre el piso de la cámara pulpar y el techo de la furca, clasificándola en corta cuando esta es menor a 2 mm y larga cuando se encuentra un espesor mayor o igual a 2 mm (25). Sin embargo no se ha evidenciado literatura que proporcione información acerca de esta variable en restauraciones de tipo endocorona.

En el estudio realizado se encontró que existe una diferencia estadísticamente significativa al relacionar el espesor del piso de la cámara pulpar al techo de furca con la variación de las alturas de las paredes axiales. Con respecto a la escala de Von Mises se encontró que cuando se juntaban la variable espesor 1 mm con alturas de 2 y 1mm se presentaban la mayor concentración de esfuerzos, siendo la estructura más afectada el esmalte.

Los materiales CAD/CAM han sido ampliamente estudiados para evaluar su comportamiento en diferentes tipos de restauraciones, entre ellas las endocoronas. Se ha reportado que los materiales, si pueden influir en la distribución de esfuerzos en restauraciones de tipo endocorona.

Existe una relación entre la distribución de esfuerzo y el módulo de elasticidad de los diferentes materiales CAD/CAM. Esto quiere decir que los materiales con un módulo de elasticidad similar a la estructura dental, presentarán mejor comportamiento que los que presenten un módulo de elasticidad mayor. En una evaluación de la distribución de esfuerzos, se encontró que los materiales como Grandio Block y Lava Ultimate (materiales poliméricos reforzados con cerámica) presentan una distribución de esfuerzos más uniforme en comparación con materiales cerámicos (VITA Suprinity y IPS e.max CAD) e híbridos (VE) a nivel de la estructura dental (18).

En nuestro estudio, al relacionar variables como espesor del piso de la cámara pulpar, altura de paredes axiales y diferentes tipos de materiales CAD/CAM, se encontró que el comportamiento del material no dependía del modulo de elasticidad, sino que la distribución de esfuerzos se relacionaba con las variables altura y espesor. Sin embargo, en los grupos 1 y 2 se pudo evidencia que el material VE, al presentar un mayor modulo de elasticidad que el BC y LU, fue el que presento mayor concentración de esfuerzos a nivel de esmalte .

Para el análisis estadístico solo se tomaron en cuenta los grupos que representaba una diferencia estadísticamente significativa con el objetivo de determinar si esta diferencia se encontraba relacionada con el tipo de material. Obteniendo un resultado negativo, ya que el comportamiento no depende del material sino de remanente de la estructura dental. Esto pudo deber a que en el estudio solo se utilizaron materiales con módulos de elasticidad similares.

Dentro las limitación de este estudio, de los modelos estudiados, no se realiza un análisis estadístico en el cemento ya que este presenta un espesor tan delgado que no es relevante en el análisis de la distribución de esfuerzo y deformación. Adicionalmente las fuerzas generadas en la simulación fueron solo fuerza axiales dirigidas al eje longitudinal del dientes, por lo cual se omitieron fuerzas oblicuas y parafuncionales las cuales pueden presentar una variación de los resultados generados

En este estudio in sílico se pudo observar que tanto como los materiales, como las variables de altura de la paredes axiales y espesor entre la cámara pulpar y el piso de furca, pueden influir en la concentración de tensiones. Basado en esto, se intento buscar la mejor combinación de factores, de tal manera que se proporcione el menor valor de esfuerzo, tanto en la estructura dental como en las estructuras de soporte. Lo que genero que el grupo 3 presentara las mejores condiciones para realizar una restauración de tipo endocorona.

CONCLUSIONES:

Se encontró un efecto en la variación de las alturas de las paredes axiales y espesor del piso de la cámara pulpar a furca, sobre la distribución de esfuerzo y deformación, sim embargo los materiales estudiados, parecen no tener un efecto directo sobre la distribución de esfuerzo y deformación en el remanente dental. Con respecto a los grupos analizados se encontró que el grupo 2 presento el peor comportamiento, por lo cual se debe en lo posible mantener la mayor cantidad de remanente dental y considerar el espesor del piso de la cámara pulpar para así poder generar la mejor comportamiento de la estructura dental.

Referencias:

1. Fages M, Raynal J, Tramini P, Cuisinier FJ, Durand JC. Chairside Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture All-Ceramic Crown and Endocrown Restorations: A 7-Year Survival Rate Study. *Int J Prosthodont*. 2017 November/December;30(6):556–560. doi: 10.11607/ijp.5132. Epub 2017 Oct 30. PMID: 29084297.
2. Kanat-Ertürk B, Sarıdağ S, Kösel E, Helvacioğlu-Yiğit D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dent Mater J*. 2018 Mar 30;37(2):256-265. doi: 10.4012/dmj.2017-035. Epub 2017 Dec 29. PMID: 29311428

3. Hasan I, Frentzen M, Utz KH, Hoyer D, Langenbach A, Bourauel C. Finite element analysis of adhesive endo-crowns of molars at different height levels of buccally applied load. *J Dent Biomech.* 2012;3:1758736012455421. doi: 10.1177/1758736012455421. Epub 2012 Aug 3. PMID: 22924064; PMCID: PMC3425396
4. Carvalho MA, Lazari PC, Gresnigt M, Del Bel Cury AA, Magne P. Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. *Braz Oral Res.* 2018 Oct 18;32(suppl 1):e74. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0074. PMID: 30365615.
5. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent.* 2017 Aug;63:1-7. doi: 10.1016/j.jdent.2017.04.009. Epub 2017 Apr 27. PMID: 28456557.
6. Gulec L, Ulusoy N. Effect of Endocrown Restorations with Different CAD/CAM Materials: 3D Finite Element and Weibull Analyses. *Biomed Res Int.* 2017;2017:5638683. doi: 10.1155/2017/5638683. Epub 2017 Sep 28. PMID: 29119108; PMCID: PMC5651139.
7. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc.* 2013;79:d140. PMID: 24309044.
8. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, de Melo RM. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dent Mater.* 2018 Oct;34(10):1466-1473. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.012. Epub 2018 Jun 21. PMID: 29935769
9. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent.* 2013 Dec;25(6):383-90. doi: 10.1111/jerd.12065. Epub 2013 Oct 21. PMID: 24148141.
10. Al-Dabbagh RA. Survival and success of endocrowns: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2020 Mar 17:S0022-3913(20)30079-2. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.011. Epub ahead of print. PMID: 32197821
11. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5):646-655. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.023. Epub 2016 Oct 27. PMID: 27881319.
12. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):e309-17. doi: 10.1016/j.dental.2013.09.014. Epub 2013 Oct 21. PMID: 24157244.
13. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent.* 2013 Summer;8(2):156-79. PMID: 23712338.
14. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, Geis-Gerstorfer J. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with

- variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res.* 2018 Jul;62(3):293-297. doi: 10.1016/j.jpor.2017.11.003. Epub 2017 Dec 11. PMID: 29241944.
15. Ural Ç, Çağlayan E. A 3-dimensional finite element and in vitro analysis of endocrown restorations fabricated with different preparation designs and various restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2021 Oct;126(4):586.e1-586.e9. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.018. Epub 2021 Jul 29. PMID: 34332775.
 16. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig.* 2019 Jun;23(6):2777-2784. doi: 10.1007/s00784-018-2717-2. Epub 2018 Oct 27. PMID: 30368664.
 17. Hafez, Shereen, et al. "Effect of Different Filler Loading on Fracture Resistance of CAD/CAM Resin Composite restoration in Premolar Teeth: An In vitro Study." *Egyptian Dental Journal* 65.3-July (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics) (2019): 2457-2465
 18. Zheng Z, He Y, Ruan W, Ling Z, Zheng C, Gai Y, Yan W. Biomechanical behavior of endocrown restorations with different CAD-CAM materials: A 3D finite element and in vitro analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 Jun;125(6):890-899. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.009. Epub 2020 May 26. PMID: 32471627.
 19. Stöckl C, Hampe R, Stawarczyk B, Haerst M, Roos M. Macro- and microtopographical examination and quantification of CAD-CAM composite resin 2- and 3-body wear. *J Prosthet Dent.* 2018 Oct;120(4):537-545. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.11.014. Epub 2018 Apr 5. PMID: 29627213.
 20. Manual casa comercial COLTENE: Brilliant Crios <https://lam.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60021981-07-20-brilliant-crios-product-guideline-a4sesaindv1.pdf>
 21. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2018 Jan 8;18(1):5. doi: 10.1186/s12903-017-0458-2. PMID: 29321010; PMCID: PMC5764017.
 22. Taha D, Spintzyk S, Sabet A, Wahsh M, Salah T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *J Esthet Restor Dent.* 2018 Jul;30(4):319-328. doi: 10.1111/jerd.12396. Epub 2018 Aug 16. PMID: 30113129
 23. Eisa, Nada S., et al. "Fracture Resistance and Retention of Three Different Endocrown Materials." *Al-Azhar Dental Journal for Girls* 7.2 April-Restorative Dentistry issue (Removable Prosthodontics, Fixed Prosthodontics, Endodontics, Dental Biomaterials, Operative Dentistry) (2020): 189-198. Doi: 10.21608/adjg.2020.11248.1135
 24. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res*

Int. 2018 Oct 23;2018:4893143. doi: 10.1155/2018/4893143. PMID: 30426009; PMCID: PMC6218798.

25. Murgueitio, Rafael. "Clasificación de los defectos de extensión en dientes posteriores tratados con endodoncia." (2008).