



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
LICENCIATURA EN ESTOMATOLOGÍA**

TESIS

**MODELACIÓN Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL MECÁNICA DE
CAVIDADES CLASE II EN MOLARES TEMPORALES RESTAURADOS CON
DIFERENTES MATERIALES DENTALES**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN ESTOMATOLOGÍA

PRESENTA

MAR DAIR MURILLO IBAÑEZ
MATRÍCULA 201604539

DIRECTORA DE TESIS

Dra. en Cs. MARÍA DE LOS ANGELES MOYAHU BERNAL
ID. 100289266

DIRECTORA DISCIPLINARIA

M. en E. ROSARIO JIMÉNEZ FLORES
ID. 100450255

DIRECTORA METODOLÓGICA

Dra. en Cs. ABIGAILT FLORES LEDESMA
ID. 100324622

ASESOR EXTERNO

Dr. en Cs. BERNARDO TEUTLE COYOTECATL

LECTOR

M.C.O ELENA AURORA POPOCA HERNÁNDEZ
ID. 100524607

SEPTIEMBRE 2023



Oficio No. FESIEP/CIFE/093/2023

C. Mar Dair Murillo Ibañez
Alumno de la Licenciatura
Matrícula No.: 201604539
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

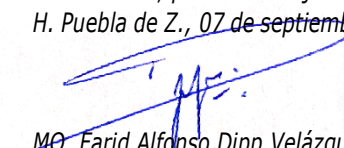
Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, el que suscribe MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; por este medio me permito informar a Usted, que, está Secretaría de Posgrado aprueba la impresión de la Tesis titulada:

"Modelación y simulación computacional mecánica de cavidades clase II en molares temporales restaurados con diferentes materiales dentales".

misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Licenciatura en Estomatología, de esta Unidad Académica; para su conocimiento y atención correspondiente.

Sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., 07 de septiembre de 2023


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez Posgrado
Secretario de Investigación y Estudios de
Facultad de Estomatología



*Se anexa: Formato de Impresión de Tesis (Original) - p.s.c.y.a.
*C.c.p. Archivo
*MTRD. FJMA/DR.FADV/yaneth

Facultad
de Estomatología

31 Poniente 1304, Col. Volcanes,
Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: Licenciado (a) en Estomatología.

Registro CIFE: 2021163. **Fecha:** jueves 07 de septiembre del 2023.

Título de la Tesis: "Modelación y simulación computacional mecánica de cavidades clase II en molares temporales restaurados con diferentes materiales dentales"

Nombre del alumno: Mar Dair Murillo Ibañez.

Matrícula: 201604539.

Domicilio: Calle Nacional No. 70, Col. Lomas Coyopotrero, Puebla, Puebla.

Tel: 22 25 10 37 21.

Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 08 de agosto del 2016.

Firma: _____

Director de Tesis: DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal.

Grado académico: Doctora en Ciencias de la Salud.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100289266.

Tel: 22*22 78 88 41.

Firma: _____

Director Metodológico: DC. Abigail Flores Ledesma **Grado académico:** Doctora en Ciencias con terminación en Biomateriales. **Adscripción:** Facultad de Estomatología. **ID:** 100324622. **Tel:** 55*37 37 66 11.

Firma: _____

Director Disciplinario: ME. Rosario Jiménez Flores.

Grado académico: Maestría en Endodoncia.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100450255.

Tel: 22*21 51 69 38.

Firma: _____

Asesor Externo: Dr. Bernardo Teutle Coyotecatl.

Grado académico: Doctor en Ciencias de la Salud.

Tel: 22 23 21 83 99.

Firma: _____

Lector: MCO. Elena Aurora Popoca Hernández

Grado académico: Maestra en Ciencias Odontológicas.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100524607

Tel: 22*21 89 41 89.

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación del Presidente de la Academia de Estomatología Pediátrica.

Mtro. Jorge Luis Soto Balderas

Firma: _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez



Fecha: jueves 07 de septiembre del 2023

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por esta vida y bendecirme día a día con la compañía de mis seres queridos.

A mis padres, Dolores Ibañez Gonzalez y Margarito Murillo de la Cruz por su apoyo incondicional para cumplir mis sueños y brindarme siempre su cariño que me motiva a seguir adelante, por creer en mí y ser el motor que me impulsa en cada paso.

A mi hermana, Diana Esperanza Murillo Ibañez por siempre alentarme y no dejarme rendir nunca, por darme su mano en los momentos más difíciles y encontrar siempre las palabras de aliento para hacerme fuerte.

A la Dra. En Cs. María de los Angeles Moyaho Bernal, por ser la guía y parte fundamental de esta investigación, por su dedicación, tiempo y paciencia brindada a lo largo de este camino, por compartir su experiencia y conocimientos que fomentaron mi crecimiento profesional y personal.

A mis directores y asesores, por su apoyo y respaldo en todo momento, así como por su tiempo y consejos, por brindarme su invaluable conocimiento y sabiduría que fueron pieza clave en este proyecto.

A cada uno de los docentes que participaron en mi desarrollo profesional durante mi carrera, por trasmitirme sus conocimientos y experiencias que fueron fundamentales en mi formación académica.

ÍNDICE	Página
1. PORTADA	1
2. TÍTULO	1
3. INTRODUCCIÓN	7
4. Palabras clave	7
5. ANTECEDENTES	8
5.1 Generales	8
5.2 Específicos	18
6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	21
7. JUSTIFICACIÓN	22
8. HIPÓTESIS	23
9. OBJETIVOS	24
9.1 Objetivo general	24
9.2 Objetivos particulares o específicos	24
10. MATERIALES Y MÉTODOS	25
10.1 Diseño del estudio	25
10.2 Población y muestra	25
10.3 Criterios de selección	25
10.3.1 Inclusión	25
10.3.2 Exclusión	25
10.3.3 Eliminación	25
10.4 Variables	26
10.5 Ubicación espacio-temporal	27
10.6 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección	27
10.7 Diagrama de procedimientos	31
10.8 Análisis estadístico	32
11. BIOÉTICA	33
12. RESULTADOS	34
13. DISCUSIÓN	38
14. CONCLUSIONES	41
15. ALCANCES DEL ESTUDIO	42
16. BIBLIOGRAFÍA	43
17. ANEXOS	46
13.1 Base de datos comportamiento mecánico	46

3. INTRODUCCIÓN

La caries interproximal tiene alta prevalencia debido a que son difíciles de observar clínicamente. El tratamiento para estas lesiones es la restauración con diversos materiales dentales (resinas, cementos de ionómero de vidrio) elegidos con base a la extensión de la cavidad y el riesgo a caries. Sin embargo, el periodo de supervivencia de una restauración interproximal en dientes temporales es baja debido al número de superficies involucradas y a la pérdida del reborde marginal; los reportes en la literatura han mencionado que su porcentaje en falla es de 14.7%, presencia de caries secundaria en el 36.5%, la pérdida de la restauración de 19.6% y la mala adaptación marginal de 15.6%, son los motivos principales de su fracaso.

Se ha evidenciado que existe variación en la microestructura y composición química entre dientes temporales y permanentes, el comportamiento de los dientes temporales parece ser diferente en condiciones como la caries, el proceso de erosión y la fuerza de unión. Como resultado de las diferentes composiciones orgánicas e inorgánicas los tejidos mineralizados difieren perceptiblemente en cuanto a la porosidad y a sus características mecánicas.

A lo largo del tiempo en odontología se han creado diferentes biomateriales que buscan restaurar los tejidos duros del diente. Específicamente, para el tratamiento de la caries interproximal se lleva a cabo con diferentes materiales elegidos con base a la extensión y riesgo a caries. Sin embargo, ha sido poco entendida la forma de evaluar las fallas de adhesión mecánicas que se presentan en esas zonas en específico.

Por lo tanto, el objetivo del estudio es determinar la modelación y simulación computacional mecánica de cavidades clase II en molares temporales restaurados con diferentes materiales dentales.

4. Palabras clave: modelación, simulación, propiedades mecánicas, cavidades clases II, materiales dentales.

5. ANTECEDENTES

5.1 Antecedentes generales

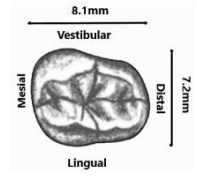
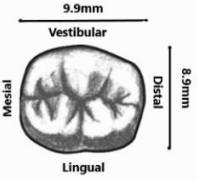
Dentición Temporal

Los dientes temporales son la guía de erupción de los dientes permanentes. La dentición temporal está formada por un total de 20 dientes que erupcionan entre los 6 meses y los 2.5 años de edad.¹ Estos presentan menor proporción coronaria, así como menor espesor de esmalte y dentina en comparación con los dientes permanentes.²

Anatomía de los molares temporales

Existen cuatro grupos de dientes y su morfología indica la función. La dentición temporal por cuadrante presenta: 2 incisivos, 1 canino y 2 molares.¹ La función principal de los molares por su localización y forma consiste en triturar los alimentos para así ayudar a la deglución y digestión, ver cuadro 1.

Cuadro 1. Características anatómicas de molares inferiores temporales

	Características de la corona	Características de la raíz	Imagen
Primer Molar Temporal Inferior	-Aspecto romboidal, presenta cuatro cúspides dos vestibulares y dos linguales. ^{1,3} -Medidas: MD: 8.1mm VL: 7.2mm	Presenta dos raíces, una mesial con dos conductos y una distal con un conducto. ¹	
Segundo Molar Temporal Inferior	-Aspecto pentagonal, presenta cinco cúspides, tres vestibulares y dos linguales. ^{1,3} -Medidas: MD: 9.9mm VL: 8.9mm	Presenta dos raíces, una mesial con dos conductos y una distal con un conducto. Son casi dos veces más largas que la corona, divergentes y menos curvadas que las del primer molar inferior. ¹	

Tomado y modificado de: Boj. 2005; Cleghorn M. 2012.

Características estructurales del esmalte y la dentina en dientes temporales

Diversos reportes en la literatura han evidenciado que existe variación en la microestructura y composición química entre dientes temporales y permanentes,^{4,5} el comportamiento de los dientes temporales parece ser diferente en condiciones como la caries, el proceso de erosión y la fuerza de unión.⁶⁻⁸ Como resultado de las diferentes composiciones orgánicas e inorgánicas los tejidos mineralizados difieren perceptiblemente en cuanto a la porosidad y a sus características mecánicas.

Las características estructurales de los dientes temporales, como los prismas (unidades estructurales y funcionales del esmalte), no alcanzan la superficie externa debido al esmalte aprismático ubicado en la zona superficial de toda la corona, en comparación de los dientes permanentes localizándose en regiones cervicales, fisuras y en menor medida en las superficies cuspídeas. Por otra parte, la dentina presenta menor densidad de los túbulos dentinarios y abundantes ramificaciones terminales en la proximidad de la conexión amelodentinaria.⁹

A continuación, se muestran de manera resumida las propiedades más importantes del esmalte y dentina de los dientes temporales, ver cuadro 2.

Cuadro 2. Propiedades físicas, químicas y mecánicas de las estructuras de los dientes temporales

Estructura	Descripción	Propiedades Físicas	Composición Química	Propiedades mecánicas	
				Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	Es la capa superficial, externa y protectora de la corona anatómica. Es la sustancia más dura en el organismo que se desarrolla a partir del ectodermo y es producto de células epiteliales especializadas llamadas ameloblastos. ¹⁰	-Menor dureza y radioopacidad. -Mayor permeabilidad. ⁹	Constituido por el 95% hidroxiapatita de calcio, el 5% corresponde a agua y la matriz del esmalte. ¹⁰	80.0 ¹¹	0.30 ¹¹
Dentina	Es el tejido amarillento y duro que se encuentra debajo del esmalte y el cemento; constituye la parte más grande de la porción interna de la corona y raíz del diente. Se desarrolla a partir del mesodermo, las células que forman la dentina son los odontoblastos. ¹⁰	-Menor dureza y radioopacidad. -Mayor permeabilidad. ⁹	Tiene 70% de hidroxiapatita de calcio, 18% materia orgánica (fibras de colágena), y 12% es agua. ¹⁰	18.0 ¹¹	0.23 ¹¹

Tomado y modificado de: Scheid C. et al., 2012; Gómez de Ferraris M. E. et al., 2002; Ausiello, P. et al. 2020.

A lo largo del tiempo en odontología se han creado diferentes biomateriales que buscan restaurar los tejidos duros del diente. La adhesión química de estos materiales juega un papel fundamental en el éxito de las restauraciones que buscan adherirse al tejido sano restante.¹²

Diferencias anatómicas y estructurales entre los tipos de dentición

Los dientes temporales se diferencian de los permanentes por su forma, tamaño y color, presentan, además, ciertas particularidades en su estructura histológica,^{9,13} a continuación, se muestra de manera detallada las diferencias entre tipos de denticiones, ver figura 1.

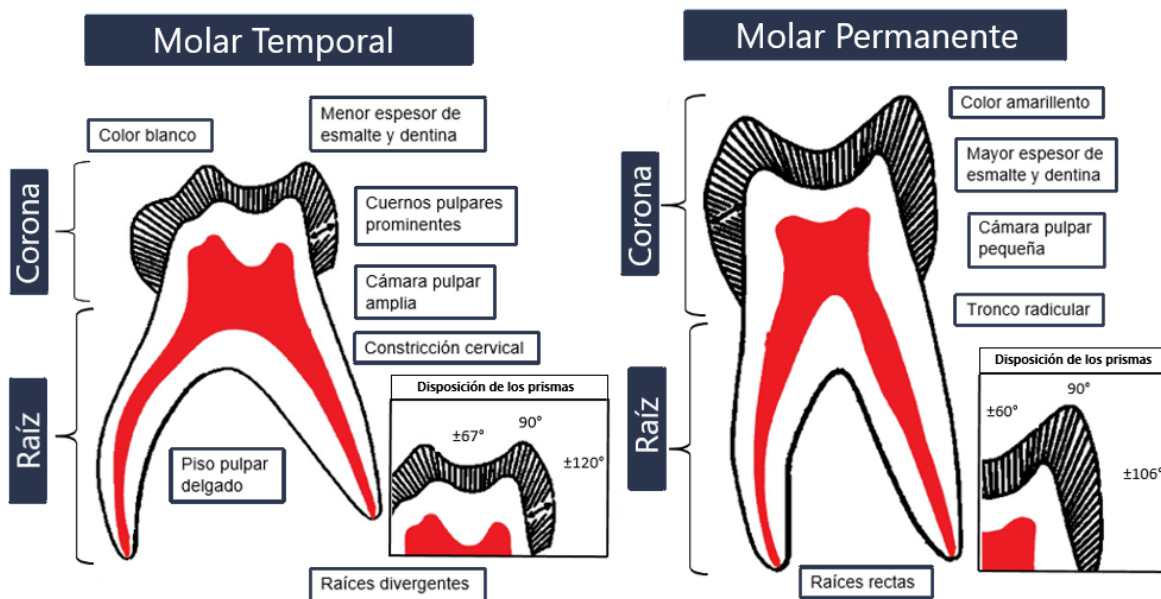


Fig. 1. Tomado y modificado de: Escobar. 2004; Gómez de Ferraris M. E. 2002.

Prevalencia de caries interproximal

La caries es una enfermedad infecciosa multifactorial, en la que influyen factores como: bacterias orales, presencia de carbohidratos, tiempo, higiene bucal, entre otros. La lesión inicial denominada mancha blanca, es el resultado de varios episodios de desmineralización y remineralización en la superficie del tejido dentario que se encuentra en contacto con el medio bucal, debido a la actividad cariogénica que produce una pérdida mineral de los tejidos duros dentales.¹⁴

Las caries interproximales tienen alta prevalencia debido a que son difíciles de observar clínicamente. Las restauraciones en esta zona suelen ser más invasivas, ya que son detectadas en estadios avanzados.¹⁵

Se han realizado diversos estudios en los que han evidenciado la alta prevalencia de caries, Chisini et al., investigaron la supervivencia y los motivos de fallo en restauraciones posteriores de dientes temporales, evaluaron 12.1 restauraciones de las cuales 1377 fueron cavidades clase I y 4049 clase II, el resto de las restauraciones estaban conformadas por ambas clases, en el estudio observaron una tasa de fallo del 12.5% principalmente por caries secundaria (36.5%).¹⁶

Dhar et al.,¹⁷ evaluaron la caries no proximal como predictor de caries proximal, detectaron que las lesiones proximales tenían el doble de probabilidades de existir en molares temporales cuando presentaban lesiones cariosas no proximales/fosas y fisuras. Incluyeron 212 radiografías en su estudio y 1718 pacientes, observaron que cuando había caries de fosas y fisuras, la caries proximal estaba presente en el 57.1% de los casos y cuando no había caries de fosas y fisuras, la caries proximal todavía estaba presente en el 38%, existiendo una asociación significativa detectable radiográficamente.

Pontes et al.,¹⁸ estudiaron la importancia de la radiografía como auxiliar de diagnóstico para el tratamiento de caries en molares temporales, al examinar 2744 superficies dentales en 126 niños, 1753 involucraban la superficie proximal y solo 843 la superficie oclusal. Concluyeron que el examen radiográfico puede ser útil en dientes con sombra oscura subyacente a dentina, detectada en la inspección clínica y en pacientes con alta experiencia de caries.

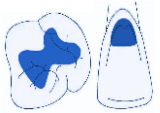
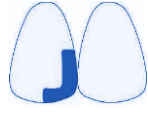
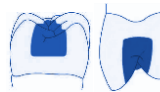



A lo largo del tiempo se han desarrollado múltiples criterios de diagnóstico con el objetivo de diferenciar los tipos de lesiones por caries, ya sea por la zona en la que se encuentra, la profundidad o las estructuras que afecta. En el año de 1908 el doctor G.V. Black en su texto de *Operative Dentistry* clasificó las lesiones cavitadas de la caries por su sitio de iniciación en cinco clases, para las cuales se proponía

un diseño cavitario predeterminado. En la actualidad esta clasificación sigue siendo utilizada en el área de operatoria dental y se le ha agregado una sexta clase.¹⁹

Tipos de cavidades

Una cavidad es la forma interna que se le da a un diente, siguiendo el proceso carioso, para reconstruirlo con materiales y técnicas adecuadas que le devuelvan la función masticatoria, ver cuadro 3. Es también la brecha, hueco o deformación producida en el diente por procesos patológicos, traumáticos o defectos congénitos como la hipoplasia.²⁰

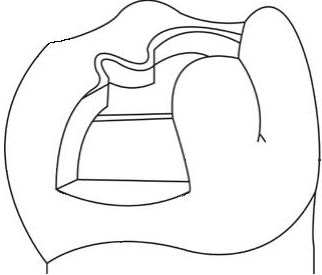
Cuadro 3. Clasificación de cavidades según Black

<p>Clase I</p>	<p>Se desarrollan en: fosas, puntos, surcos o fisuras oclusales de dientes posteriores molares y premolares, o en la cara lingual/palatina de incisivos o caninos.</p>		<p>Clase IV</p>	<p>En las superficies proximales de los dientes anteriores, abarcando el ángulo incisal.</p>	
<p>Clase II</p>	<p>En superficies proximales de dientes posteriores como premolares y molares.</p>		<p>Clase V</p>	<p>En el tercio gingival de todos los dientes, en las superficies vestibular/palatina en los dientes superiores y vestibular/lingual en dientes inferiores</p>	
<p>Clase III</p>	<p>En superficies proximales de los dientes anteriores, en el tercio medio que no abarquen el ángulo incisal.</p>		<p>Clase VI</p>	<p>En bordes incisales de dientes anteriores o en las cúspides oclusales de dientes posteriores.</p>	

Tomado de: Gurrola Martínez, 2018.

Las superficies proximales de los dientes temporales son las que más contribuyen a la prevalencia de la caries en niños, debido a su extensión, ver cuadro 4, el tratamiento restaurador es el utilizado con mayor frecuencia.¹⁵

Cuadro 4. Diseño de cavidades clase II en dientes temporales

Cavidad clase II	Imagen
<p>Caja oclusal: Istmo de 1/4 a 1/3 del ancho intercuspídeo en el primer molar de 1 a 1.2mm y en el segundo molar de 1.2 a 1.5mm con una profundidad de 1.5mm con paredes ligeramente convergentes a oclusal y piso pulpar plano con ángulos internos redondeados, el borde marginal no afectado debe medir 1.5 mm.</p> <p>Caja interproximal: Se extiende por arriba de la encía, la pared axial es paralela a la superficie externa del diente y no más profunda de 1 mm en el primer molar y 1.2 mm en el segundo molar con piso plano, las paredes son ligeramente convergentes a oclusal, se debe redondear el ángulo axio-pulpar y los ángulos internos.²⁰</p>	

Tomado de: Gurrola Martínez, 2018.

Fracasos de restauraciones clase II en odontopediatría

La longevidad de las restauraciones clase II en dientes temporales es considerablemente baja, debido a que el número de superficies involucradas conlleva a una mayor área de interacción entre la estructura dental y el material de restauración, además de la pérdida del reborde marginal que provoca una sobrecarga oclusal en la restauración.¹⁵

En una revisión sistemática, se incluyeron 31 estudios, en el que analizaron la longevidad de las restauraciones clase I y II en dientes temporales, se concluyó que el motivo principal de fracaso es la caries secundaria en un 36.5% de los casos, seguido por la pérdida de la restauración en un 19.6% y la adaptación marginal en un 15.6% de los estudios analizados. Además, las restauraciones clase I fallaron menos con un 7.6% que las clases II con un 14.7%. La tasa de éxito total fue mayor para los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina en un 93.6% en comparación con las resinas compuestas en un 79.3%.¹⁶

Fuerzas de masticación en niños

La fuerza de mordida oclusal es un indicador del estado funcional del sistema masticatorio, esta fuerza aumenta con la edad y disminuye por factores como el estado dental, maloclusiones, trastornos temporomandibulares, entre otros.²¹

La fuerza máxima de mordida se define como la capacidad de los músculos de elevación mandibular para exhibir la máxima tensión de los dientes inferiores contra los superiores, en condiciones favorables.²² Es importante conocer la fuerza de mordida oclusal en niños ya que su magnitud puede influir en la pérdida de restauraciones dentales ya que esta es la segunda causa de fracasos en restauraciones de dientes temporales.¹⁶ Ver cuadro 5.

Cuadro 5. Fuerzas máximas de mordida en niños

Autor (año)	Rango de edad promedio	Población	Niños (Newtons)	Niñas (Newtons)	Media
Rentes et al., 2002 ²³	3-5 años	30 Brasil	-----	-----	231.57 N
Duarte et al., 2007 ²⁴	3-5,5 años	15 Brasil	-----	-----	235.12 N
Mountain et al., 2011 ²⁵	3-6 años	205 Reino Unido	203.90 N	186.19 N	196.60 N
Owais et al., 2012 ²¹	3 años	200 Jordania	183 N	169 N	176 N
Abu-Alhaija et al., 2018 ²⁶	3-6 años	1085 Jordania	207.80 N	188.31 N	197 N
Singh et al., 2020 ²²	3-10 años Media: 6,54 años	30 India	175, 39 N	166, 29 N	167, 83 N

Tomado de: Rentes et al., 2002; Duarte et al., 2007; Mountain et al., 2011; Owais et al., 2012; Abu-Alhaija et al., 2018; Singh et al., 2020.

En la actualidad existen diferentes tipos de materiales dentales y aunque las restauraciones con amalgama poseen una alta longevidad, hoy en día se ha descontinuado su uso, debido a que requieren técnicas operatorias más invasivas, además de las preocupaciones relacionadas con la toxicidad y contaminación ambiental. Debido a esto, se ha aumentado la atención a materiales dentales como las resinas compuestas y los cementos de ionómero de vidrio, ya que permiten técnicas restauradoras más conservadoras, son más estéticos y poseen una buena adhesión a la estructura dental.¹⁵

Materiales dentales en odontopediatría

La tendencia actual en operatoria dental se basa en procedimientos “mínimamente invasivos”, que buscan conservar la mayor cantidad de tejido dentario sano y mejorar la estética, sin embargo, la elección de los materiales restauradores dependerá de la extensión de la cavidad y riesgo a caries.¹⁹ Ver cuadro 6.

Cuadro 6. Materiales restauradores en odontología pediátrica

Material	Generalidades	Composición	Indicaciones	Norma ADA
Ionómero de vidrio convencional Tipo II	Endurecen exclusivamente por reacción ácido-base. ¹⁹	-Polvo: Vidrio molido de sílice y alúmina, fluoruros, óxidos como estroncio o bario y pigmentos. -Líquido: Solución acuosa al 40-50% de copolímeros de ácidos polialquenoicos y ácido tartárico del 5 al 15%. ¹⁹	-Sellador, agente cementante, base, relleno, recubrimiento cavitario, reconstrucción de muñones dentarios, restauración intermedia, restauración definitiva. ¹⁹	Norma número 96 de la ADA. ²⁷
Ionómero de vidrio Tipo II modificado con resina	También llamado “híbrido o vitroionómero resina”. Poseen reacción ácido-base, complementan el endurecimiento mediante polimerización por adición, pueden ser autopolimerizables, fotopolimerizables o ambos. ¹⁹	-Polvo: Iniciadores dicetona-amina o peróxidos, vidrio molido de sílice y alúmina, fluoruros, óxidos como estroncio o bario y pigmentos. -Líquido: Solución acuosa de ácidos policarboxílicos o polialquenoicos, grupos vinílicos e hidroxietilmetacrilato (HEMA). ¹⁹	-Sellador, agente cementante, base, relleno, recubrimiento cavitario, reconstrucción de muñones dentarios, restauración intermedia, restauración definitiva. ¹⁹	Norma número 96 de la ADA. ²⁷

Resina convencional	Material de alta versatilidad. ¹⁹	-Matriz orgánica: BisGMA, UDMA, TEGDMA, EDMA, HEMA, DDM, BisEMA. -Relleno: Cerámico, prepolimerizado + cerámico, bioactivo. -Agente de unión. ¹⁹	-Selladores, restauración definitiva. ¹⁹	Norma número 27 de la ADA. ²⁷
Resina bulk-fill	Tiene la capacidad de aplicarse en incrementos de hasta 4 o 5mm mediante una técnica en bloque de una capa. ²⁸	-Matriz orgánica: AUDMA, UDMA y 1, 12-dodecano-DMA. -Relleno: Sílice, zirconia y trifluoruro de iterbio. ²⁸	-Restauración intermedia, restauración definitiva. ²⁸	Norma número 27 de la ADA. ²⁷

Tomado de: Barrancos Mooney, J. 2015; Barceló Santana, F. H. et al., 2008; Piola Rizzante, F. A. et al. 2019.

A continuación, se muestran las especificaciones técnicas de los materiales comúnmente empleados en el área de odontopediatría, ver cuadro 7.

Cuadro 7. Especificaciones técnicas

Marca Comercial	Propiedades Químicas	Propiedades Fisicomecánicas	Manipulación
Fuji II LC (GC) ®	-Alta capacidad de adhesión al esmalte y a la dentina. -Liberación de flúor. -Remineralizante. -Elimina la sensibilidad.	-Alta resistencia de compresión (242 MPa). -Expansión y contracción similar a la estructura del diente. -Previene la microfiltración.	3 min. 45 seg.
Filtek™ P60 (3M) ®	-Menor cantidad de enlaces dobles. -Viscosidad y fluidez ideal.	-Resistencia a la fractura (1.4 MN/m ^{1.5}); resistencia a la flexión (150 MPa), resistencia a la compresión (390 MPa).	Son necesarios 20 segundos para fotopolimerizar cada capa de 2.5 mm.
Filtek™ One Bulk Fill (3M) ®	-Uso de nanotecnología mejorando la opacidad y profundidad de fotopolimerización.	-Resistencia a la fractura (1.9 MN m ^{3/2}), resistencia a la flexión (158 MPa) y resistencia a la compresión (305 MPa).	Son necesarios 30 segundos para fotopolimerizar cada incremento de 5 mm en restauraciones clase II.

Tomado de: Manuales del fabricante.

En los últimos años se han desarrollado diferentes métodos experimentales en el campo de la biomecánica e implementado diversos estudios virtuales, los cuales han sido un éxito en el avance de la ingeniería dental.²⁹ Actualmente, muchos de

los investigadores han utilizado el análisis de elementos finitos (FEA), para simular estructuras anatómicas reales y comprender el comportamiento que presentan los materiales dentales bajo tensiones repetidas y como se transmiten a la estructura dental restante.³⁰

Análisis de elementos finitos en odontología

El análisis de elementos finitos (FEA), es un método utilizado para analizar estructuras por medio de una computadora, se basa en el principio de dividir una estructura en un número finito de elementos pequeños, los cuales se unen entre sí por puntos de esquina llamados nodos, al conjunto de todos los nodos se conoce como malla. Estos nodos cuando son sometidos a determinadas condiciones de carga pueden reflejar un comportamiento similar a la estructura que representan.

El objetivo del análisis de elementos finitos es analizar un elemento estructural a una escala menor y obtener una solución numérica a un problema específico, detectando áreas de tensiones, deformaciones o fatigas en sistemas mecánicos complejos. En odontología este método es muy útil ya que ayuda a predecir aspectos mecánicos y físicos de los materiales de restauración dental en estructuras como esmalte y dentina de los dientes temporales.²⁹

5.2 Antecedentes Específicos

Kirzioglu et al.,³⁰ en 2019 analizaron tridimensionalmente a través de elementos finitos las capas de composite y compómero en molares primarios, buscando comparar las tensiones que reciben al ser restaurados con composite indirecto y onlay de compómero. Se utilizaron modelos 3D de las estructuras dentales maxilares y mandibulares sin caries utilizando imágenes de tomografía computarizada en espiral (Aquillion 16; Toshiba, Tokio, Japón) en incrementos de 0.468 mm. Se seleccionaron un total de 567 cortes para modelar. Los cortes escaneados se importaron a un sistema de control de imágenes médicas (Mimics 14; Materialise, Lovaina, Bélgica). Estos modelos de estructura se transfirieron luego a SolidWorks 2011 (SolidWorks Corporation, Massachusetts, EE. UU.). Los modelos sólidos finales se importaron al software de elementos finitos (Ansys 13.0; ANSYS, Houston, TX, EE. UU.) para generar una malla volumétrica. La carga oclusal vertical (100 N) se aplicó a los dientes en las áreas de contacto oclusal. Se evaluaron las distribuciones de tensión de von Mises y las distribuciones de tensión normales del eje “y”. Concluyeron que la tensión oclusal se transmite a la parte cervical de los dientes sanos. El patrón de tensión de von Mises de los materiales de restauración exhibió valores más bajos que el del esmalte del modelo (control). Los materiales de restauración de composite y compómero exhibieron patrones de distribución de tensión similares. Una técnica indirecta crea una estructura similar a la forma morfológica original, la formación de áreas de contacto oclusal equilibradas permite que las restauraciones distribuyan altas tensiones oclusales y minimicen las posibles roturas.

Ausiello et al.,¹¹ en 2020 estudiaron el comportamiento mecánico de diferentes materiales de relleno adhesivo utilizados para restaurar cavidades clase II bajo efectos de carga y contracción mediante modelos 3D elásticos lineales y análisis de elementos finitos. Se utilizaron tres modelos de un diente sano obtenidos mediante una técnica de ingeniería inversa, utilizando diferentes combinaciones de materiales, los cuales fueron designados como: A (adhesivo + compuesto de resina fluida + compuesto de relleno masivo), B (cemento de ionómero de vidrio +

compuesto de relleno masivo) y C (adhesivo + compuesto de relleno masivo). Las formas de la dentina y el esmalte se digitalizaron con un sistema de escáner micro-CT de alta resolución (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica). Se procesaron los conjuntos de datos de imágenes vía Software InVesalius 3.1.1 y se crearon superficies teseladas en 3D. Posteriormente, se generaron curvas de sección transversal y se creó el modelo CAD 3D paramétrico utilizando superficies de transición en Rhinoceros® (Robert McNeel & Associates, EE. UU.). El modelo de diente se cortó 2,5 mm por debajo del área cervical para obtener el modelo final. Los anchos buco-lingual y mesio-dista fueron 10.60 mm y 12.36 mm, el espesor del esmalte fue de aproximadamente 1.5 mm. Se modeló en Rhinoceros® una cavidad mesio oclusal clase II, de unos 4.0mm de profundidad en el medio y de 5.5 mm de profundidad en la caja con un bisel de 0.5 mm a lo largo de los márgenes del esmalte. El comportamiento mecánico de los tres modelos restaurados se analizó mediante FEA tridimensional usando Hyper Works® (Altair Engineering Inc, EE. UU.). Se investigó la influencia de la combinación de los diferentes materiales dentales, sometiéndolos a una carga oclusal de 600N y una carga transversal de 20N simulando el alimento en la superficie oclusal, y se observó su contracción de polimerización. Todos los modelos exhibieron la mayor concentración de estrés en la interface restauración-esmalte en la superficie oclusal, los modelos A y C mostraron un patrón similar con menor magnitud en A en comparación a C. El modelo B mostró menor estrés en dentina y C el mayor desplazamiento de las cúspides. Concluyeron que el uso de cemento de ionómero de vidrio o resina compuesta fluida en combinación con un compuesto de relleno masivo mejoró el comportamiento biomecánico de las cavidades profundas mesio-oclusales (MO) de clase II.

Mendes et al.,³¹ en 2021 evaluaron la influencia de materiales restauradores poliméricos en la distribución de esfuerzos en dentaduras postizas parciales fijas posteriores mediante análisis de elementos finitos 3D. Utilizaron materiales de restauración provisionales como resina acrílica (RA), resina compuesta (RC) y polieteretercetona (PEEC) para el diseño dental asistido por computadora/fabricación asistida por computadora (CAD/CAM) sobre la distribución

de la tensión de una dentadura postiza parcial fija posterior de tres unidades. Las geometrías tridimensionales se modelaron utilizando el software de diseño asistido por computadora (Rhinoceros 5.0 McNeel North America, Seattle, WA, EE. UU.). Se seleccionó un modelo 3D maxilar derecho parcial, los dientes pilares (primer molar y primer premolar) se modelaron utilizando el protocolo BioCAD. Se usó un complemento de ingeniería inversa para reconstruir superficies NURBS a partir de malla. Luego, se creó un modelo volumétrico 3D de un primer molar y un primer premolar basado en la superficie creada por la red de curvas generada automáticamente. El pónico central se creó de la misma manera, aunque sin raíz. El conector presentaba forma redondeada y el área era de 4.2 mm para ambos dientes pilares. Después de la creación de los modelos, se realizaron los preparativos de la corona. Para ambos pilares, la preparación presentó esquinas redondeadas, 6 grados de reducción de la pared axial con 1.5 mm de espesor, 1.5 mm de reducción oclusal y una línea de acabado del hombro. Los modelos se exportaron en formato STEP al software de análisis (ANSYS 19.2, ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EE. UU.), se crearon mallas utilizando elementos tetraédricos. Se realizó un análisis estático en el software de ingeniería asistido por computadora, y se utilizó el criterio de máxima tensión principal para analizar la prótesis y las capas de cemento de ambos dientes pilares. Se aplicó una carga axial (600N) a la superficie oclusal en el centro del pónico. La región de los conectores protésicos mostró la mayor magnitud de tensión de tracción. El pico de estrés más alto se observó con el uso de RC (129MPa) en comparación con PEEC y RA. Para las capas de cemento, RC mostró los valores más bajos en la región oclusal (7MPa) y los valores más altos para el margen cervical (14MPa) en comparación con PEEC (21 y 12MPa) y RA (21 y 13MPa). Concluyeron que los diferentes materiales restauradores provisionales para prótesis parciales fijas posteriores presentan un comportamiento biomecánico diferente. El uso de resina compuesta puede atenuar la magnitud de la tensión en la capa de cemento y el uso de resina acrílica puede atenuar la magnitud de la tensión en la región del conector.

6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

La caries interproximal tiene alta prevalencia debido a que son difíciles de observar clínicamente. El tratamiento para estas lesiones es la restauración con diversos materiales dentales (resinas, cementos de ionómero de vidrio) elegidos con base a la extensión de la cavidad y el riesgo a caries. Sin embargo, el periodo de supervivencia de una restauración interproximal en dientes temporales es bajo debido al número de superficies involucradas y al tipo de material de restauración que se usa en esa zona en específico.

Es bien sabido que la presencia de caries secundaria, pérdida de la restauración y la mala adaptación marginal son los motivos principales de la falla en la adhesión, sin embargo, ha sido poco estudiado el comportamiento mecánico entre las estructuras de los dientes temporales (esmalte y dentina) con las diferentes propiedades físico-mecánicas de los materiales dentales (resinas y ionómeros de vidrio) comúnmente empleados en cavidades interproximales.

Por lo cual, surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el comportamiento mecánico de las estructuras del primer y segundo molar temporal restaurados con diferentes materiales dentales?

7. JUSTIFICACIÓN

El entender cómo se da el comportamiento mecánico como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson entre las estructuras anatómicas del primer y segundo molar temporal con el de los diferentes materiales dentales ayudaría al clínico a elegir los mejores materiales dentales específicamente para zonas interproximales.

Desde el punto de vista social impactaría en la mejora en el rendimiento clínico de las restauraciones realizadas en zonas interproximales, con la subsecuente disminución en el fracaso de restauraciones, a través del empleo de materiales dentales más óptimos que son colocadas en población infantil de zonas marginadas.

El estudio es pertinente ya que existe una alta prevalencia de fracasos en restauraciones clases II en dientes temporales, es relevante ya que se propone el empleo del Análisis por Elemento Finitos, que es una técnica de modelado y simulación con la finalidad de analizar el comportamiento de las estructuras dentales de dientes temporales y materiales de restauración como resina o ionómero de vidrio bajo diferentes condiciones de cargas masticatorias, que clínicamente resultaría difícil medir, finalmente es viable ya que se cuenta con la herramienta para llevar a cabo el modelado y las simulaciones tridimensionales del comportamiento mecánico.

8. HIPÓTESIS

H1: Los materiales a base de resina presentan propiedades mecánicas óptimas ante la tensión, desplazamiento y deformación en cavidades clase II en molares temporales.

H0: Los materiales a base de resina presentan propiedades mecánicas adversas ante la tensión, desplazamiento y deformación en cavidades clase II en molares temporales.

9. OBJETIVOS

9.1 Objetivo General

- Simular tridimensionalmente el comportamiento mecánico de la restauración de cavidades clase II en molares temporales inferiores empleando diferentes materiales dentales.

9.2 Objetivos Específicos

- Conformar cavidades clase II en los modelos sólidos de los molares temporales.
- Simular el comportamiento mecánico (tensión, desplazamiento y deformación) de las estructuras anatómicas del diente y de los materiales dentales mediante el software Solidworks.
- Simular las zonas de mayor estrés presentes en las estructuras anatómicas del diente y de los materiales dentales mediante el software Solidworks.

10. MATERIALES Y MÉTODOS

10.1 Diseño del estudio

Experimental, *in sílico*.

10.2 Muestra

Muestreo no probabilístico por conveniencia.

10.3 Criterios de selección

10.3.1 Inclusión

- Imágenes de primer y segundo molar inferior temporales.

10.3.2 Exclusión

- Imágenes distorsionadas en las que no se logre la nitidez.

10.3.3 Eliminación

- No fueron considerados debido a que los modelos son digitales.

10.4 Variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categoría
INDEPENDIENTE			
Cavidades clases II	Una cavidad es la forma interna que se le da a un diente, siguiendo el proceso carioso, para reconstruirlo con materiales y técnicas adecuadas que le devuelvan la función masticatoria.	Se realizó el modelado de las cavidades clases II de acuerdo a las medidas estandarizadas para clases II en diente temporal. Caja oclusal: Istmo de 1/4 a 1/3 del ancho intercuspídeo en el primer molar de 1 a 1.2mm y en el segundo molar de 1.2 a 1.5mm con una profundidad de 1.5mm con paredes ligeramente convergentes a oclusal y piso pulpar plano con ángulos internos redondeados, el borde marginal no afectado debe medir 1.5mm. Caja interproximal: Se extiende por arriba de la encía, la pared axial es paralela a la superficie externa del diente y no más profunda de 1mm en el primer molar y 1.2mm en el segundo molar con piso plano, las paredes son ligeramente convergentes a oclusal, se debe redondear el ángulo axio-pulpar y los ángulos internos. ²⁷	Cualitativa
Materiales dentales	Son sustancias que se emplean con la finalidad de modificar, prevenir, diagnosticar, aliviar o curar estados patológicos en el paciente. Además de restaurarle la capacidad funcional y estética.	Se realizaron 3 grupos: <ul style="list-style-type: none"> • Grupo 1: Se realizaron cavidades clase II en primer y segundo molar temporal inferior y se simuló la colocación del ionómero de vidrio modificado con resina Fuji II LC (GC)®. • Grupo 2: Se realizaron cavidades clases II en primer y segundo molar temporal inferior y se simuló la colocación de la resina Filtek™ P60 (3M)® Restaurador Posterior. • Grupo 3: Se realizaron cavidades clases II en primer y segundo molar temporal inferior y se simuló la colocación de la resina Filtek™ One Bulk Fill (3M)® 	Cualitativa
DEPENDIENTE			
Comportamiento mecánico de las estructuras anatómicas del diente y de los materiales dentales	Conducta que presentan las propiedades de los materiales al ser sometidas a fuerzas mecánicas, y contienen varios módulos: módulo de Young y Coeficiente de Poisson	Se empleó el software SolidWorks para evaluar el comportamiento mecánico de las estructuras de los dientes primero y segundo molar inferiores temporales y de los materiales dentales. Se aplicó una carga de 200N sobre la superficie oclusal de molares temporales y se midió la mayor: Tensión (MPa) Desplazamiento (mm) Deformación (mm/mm)	Cuantitativa discreta (MPa, mm, mm/mm)

10.5 Ubicación espacio-temporal

La presente investigación se llevó a cabo en el Laboratorio de Mecánica de la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla y en la Universidad Autónoma del Estado de México en el periodo octubre 2021 a febrero 2023.

10.6 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección

Diseño de los modelos en 3D:

Se obtuvo un modelo de diente sólido (primer y segundo molar temporal inferior) mediante un escáner intraoral Carestream Dental LATAM CS 3700 (Carestream dental, Georgia, EE. UU.) de alta resolución e imagen HD a color. Las formas de la dentina y el esmalte se digitalizaron con un escáner micro-CT de alta resolución (Nikon Metrology NV, Leuven, Bélgica). Los conjuntos de datos de imágenes se procesaron mediante el software interface CT Pro 3D (Metris, Icknield Way, Reino Unido) y se crearon superficies en 3D. Posterior al escaneo, se convirtieron en modelos sólidos en el programa Meshmixer (Autodesk, Mill Valley, California, EE. UU.) proporcionándoles un espesor individual al esmalte y dentina. Los modelos de dientes sólidos, se introdujeron a Solidworks (SolidWorks, Corporation, Massachusetts, EE. UU.) para el diseño de cavidades. A partir de superficies 3D, se generaron curvas de sección transversal y se creó el modelo CAD 3D paramétrico utilizando superficies de transición en Solidworks, ver figuras 2A-C.

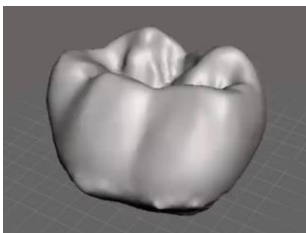


Fig. 2A. Modelo sólido en el software

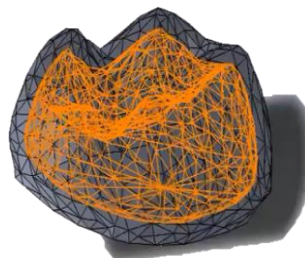


Fig. 2B. Tejidos dentales (Esmalte-Dentina)

Fuente Propia

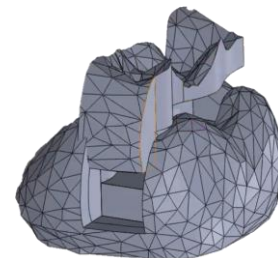


Fig. 2C. Diseño de cavidades en el software SolidWorks

Los modelos de dientes sólidos, se insertaron en Solidworks y se realizaron las cavidades clases II, ver figuras 3A y B con las siguientes medidas:

- **Caja oclusal:** Istmo de 1/4 a 1/3 del ancho intercuspídeo en el primer molar de 1 a 1.2 mm y en el segundo molar de 1.2 a 1.5 mm con una profundidad de 1.5 mm con paredes ligeramente convergentes a oclusal y piso pulpar plano con ángulos internos redondeados, el borde marginal no afectado debe medir 1.5 mm.
- **Caja interproximal:** Se extiende por arriba de la encía, la pared axial es paralela a la superficie externa del diente y no más profunda de 1 mm en el primer molar y 1.2 mm en el segundo molar con piso plano, las paredes son ligeramente convergentes a oclusal, se debe redondear el ángulo axio-pulpar y los ángulos internos.²⁷

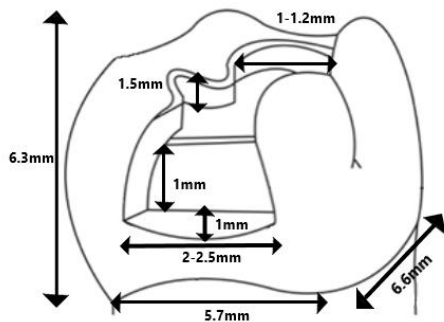


Fig. 3A. Primer Molar Temporal.

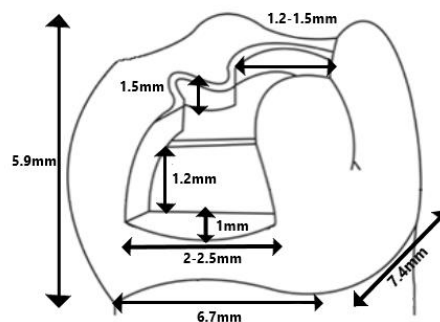


Fig. 3B. Segundo Molar Temporal.

Posteriormente se realizaron 3 grupos:

- **Grupo 1:** Simulación de cavidades clases II con material de restauración a base de ionómero de vidrio Fuji II LC.
- **Grupo 2:** Simulación de cavidades clases II con material de restauración a base de resina Filtek P60 Restaurador Posterior.
- **Grupo 3:** Simulación de cavidades clases II con material de restauración a base de resina Filtek one Bulk Fill.

Comportamiento mecánico de las estructuras anatómicas del diente y de los materiales dentales

Se empleó el software Solidworks, para evaluar el comportamiento mecánico de las estructuras anatómicas de los dientes primero y segundo molares inferiores temporales y de los materiales dentales. En el software Solidworks se colocaron las propiedades mecánicas de los tejidos dentales y de cada material, ver cuadro 8. Las cargas masticatorias fisiológicas fueron simuladas como una carga oclusal vertical estática de 200N. Se obtuvieron la tensión, desplazamiento y deformación de las diferentes estructuras. Además de las zonas de mayor estrés.

Cuadro 8. Propiedades mecánicas de las estructuras y materiales dentales

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidad	Referencias
Esmalte	80.0	0.30	0.00297 kg/m ³	Ausiello et al., 2020
Dentina	18.0	0.23	0.00215 kg/m ³	Ausiello et al., 2020
Fuji II LC (GC)®	5.33	0.35	1.93 g/cm ³	Fuente propia
Filtek™ P60 (3M)®	19.0	0.24	1.96 g/cm ³	Fuente propia
Filtek™ One Bulk Fill (3M)®	18.81	0.3	1.98 g/cm ³	Fuente propia

Fuente Propia

El análisis de elementos finitos consiste en dividir una estructura en partes muy pequeñas llamadas elementos, los cuales están unidos por puntos de esquina denominados nodos y que en conjunto forman una malla. Mediante el software Solidworks se obtuvo el número total de elementos y nodos de ambos molares, ver cuadro 9.

Cuadro 9. Número finito de elementos de molares temporales

Modelo	Elementos	Nodos
Primer molar	86113	124926
Segundo molar	177795	255505

Fuente propia

El comportamiento de cada elemento está determinado por el desplazamiento de cada nodo que cuando se aplica una fuerza simula el comportamiento mecánico de la estructura que representan, ver figura 4.

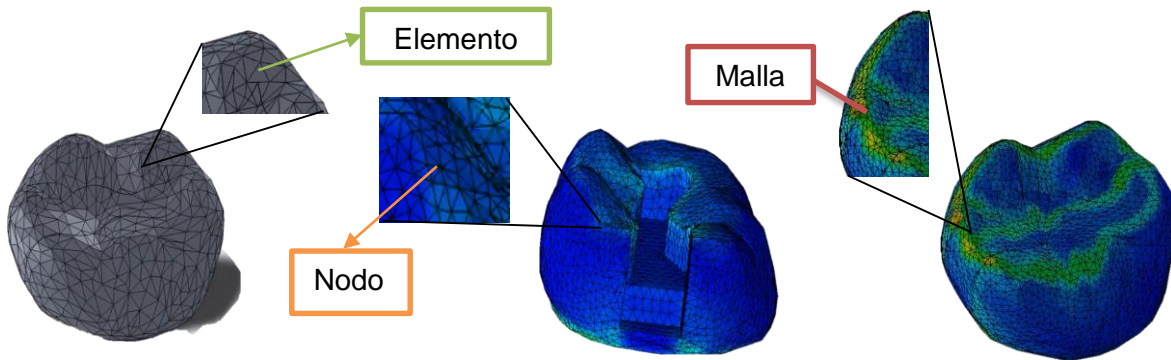
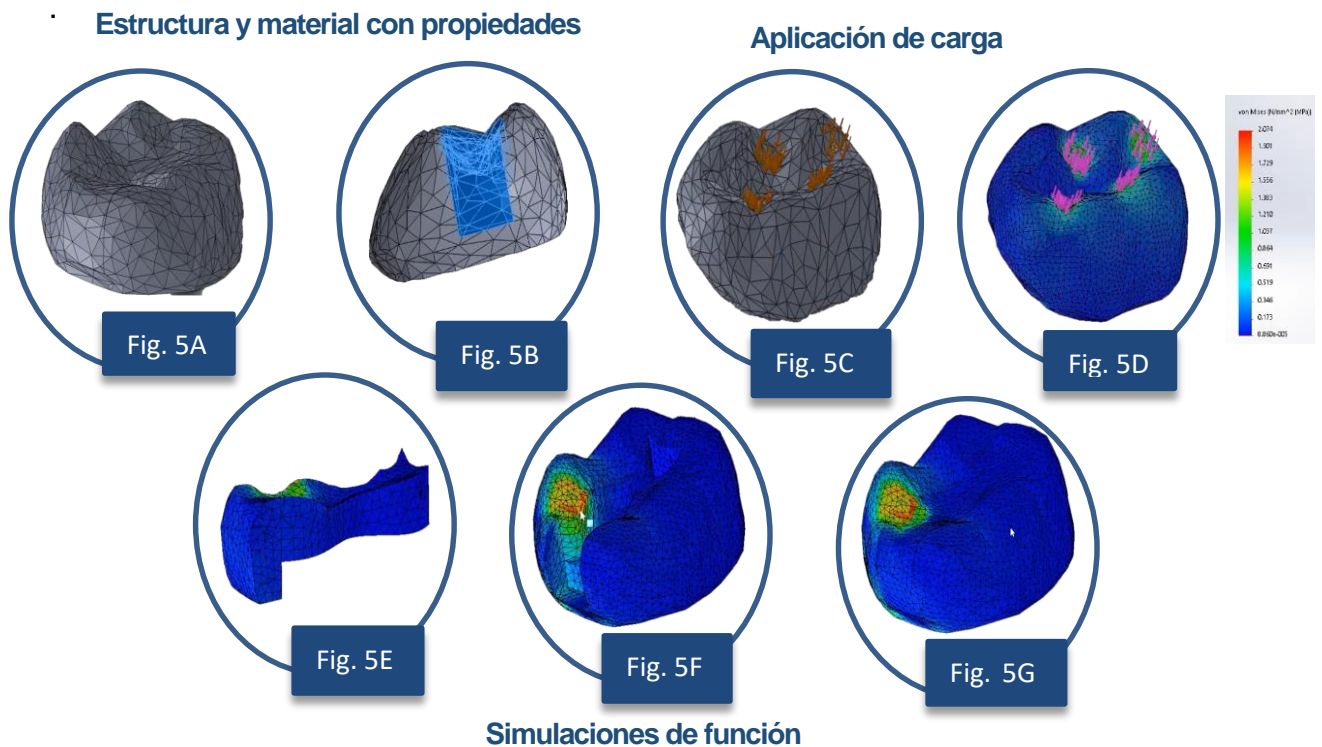
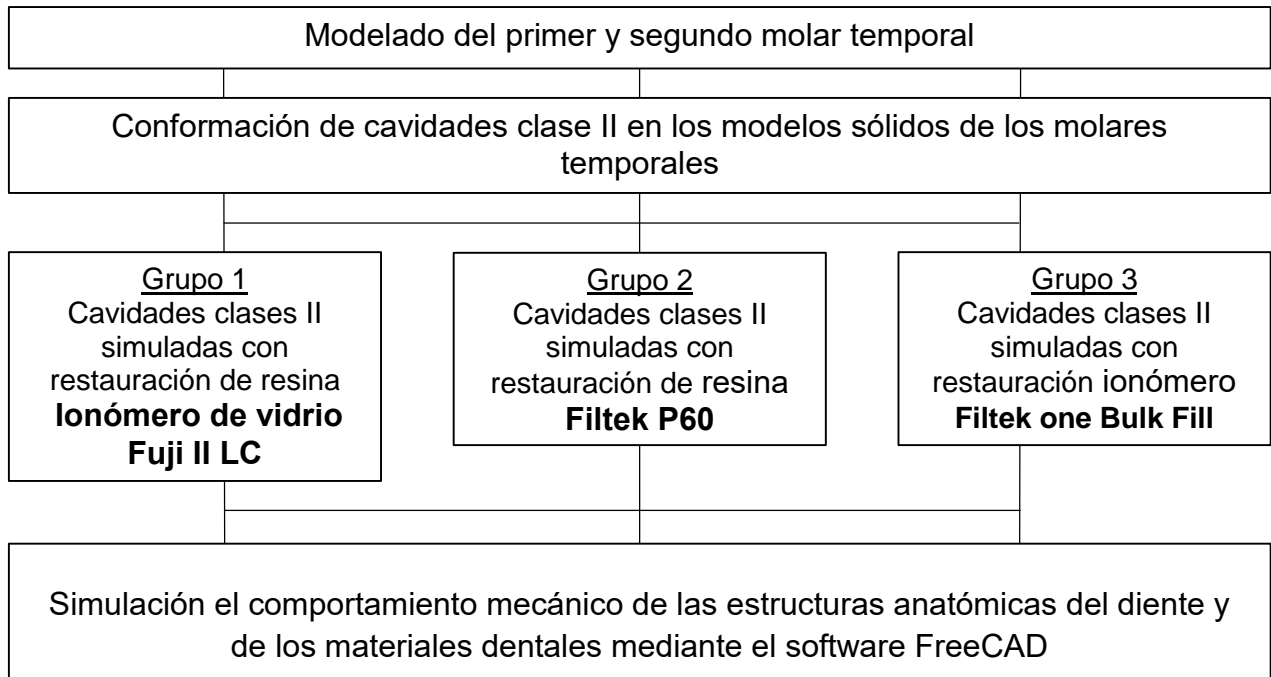


Fig.4. Aplicación de análisis de elementos finitos en modelo 3D de molar temporal.

Con las propiedades mecánicas de las estructuras de dientes temporales y materiales de restauración como resina o ionómero de vidrio introducidos al software, se aplicó una carga sobre la superficie oclusal de 200N simulando así el comportamiento mecánico del esmalte, dentina y material ante dicha fuerza, ver figuras 5A-G.



10.7 Diagrama de procedimientos



10.8 Análisis estadístico

Se implementó un sistema de documentación que permitió la recolección ordenada de los datos recabados durante la fase de experimentación *in sílico*. Los resultados obtenidos de cada experimento se vaciaron en bases de datos hechas en procesador de textos (Word) y software de procesamiento estadístico SPSS versión 24 para Windows (IBM, New York, USA). Se efectuó el análisis de los datos por medio de estadística descriptiva (media y desviación estándar) de acuerdo a la escala de cada variable.

11. BIOÉTICA

Esta investigación se realizó conforme a los principios éticos del Consejo de Organizaciones Internacionales de Ciencias Médicas en colaboración con la Organización Mundial de la Salud: CIOMS/OMS³² (2016); y a parámetros de investigación médica por la Asociación Médica Mundial (World Medical Association: WMA por sus siglas en inglés), WMA (2017)³³. Así como también se apega a la Ley General de Salud en Materia de Investigación³⁴.

Por tratarse de una investigación con riesgo mínimo, y de acuerdo al artículo 23 del Capítulo II, menciona que, en el caso de investigaciones con riesgo mínimo, la Comisión de Ética, por razones justificadas, podrá autorizar que el consentimiento informado se obtenga sin formularse por escrito, y por tratarse de investigaciones sin riesgo, podrá dispensar al investigador la obtención del consentimiento informado²⁸. Por tratarse de sujetos pediátricos se pidió asentimiento por parte del mismo para la donación voluntaria de sus dientes temporales, que fueron empleados para el modelado en un escáner intraoral Carestream Dental LATAM CS 3700 de alta resolución e imagen HD a color.

12. RESULTADOS

Se analizaron un total de 6 modelos (3 de primer molar temporal inferior derecho y 3 de segundo molar temporal inferior derecho) con cavidades clase II restaurados con diferentes materiales dentales (Ionómero de vidrio Fuji II LC, GC®, Resina Filtek P60, 3M®, Resina Filtek One Bulk Fill, 3M®, por medio del Software Solidworks.

Se obtuvieron por medio del análisis de elementos finitos (AEF), los valores de tensión, desplazamiento y deformación de los tejidos dentales (esmalte y dentina), así como de los diferentes materiales de restauración para ambos molares, al aplicarles una fuerza de 200N sobre la superficie oclusal en primer y segundo molar.

De manera general, se observó que el primer molar presentó valores más bajos en la tensión, desplazamiento y deformación en comparación con el segundo molar. En cuanto a los materiales de restauración el ionómero de vidrio (Fuji II LC) presentó los valores más altos en las estructuras dentales (esmalte y dentina), a diferencia de la resina por incrementos (Filtek P60), presentó los valores más bajos con excepción de la dentina y la resina por bloque (Filtek One Bulk Fill) presentó valores intermedios, ver cuadros 10 y 11.

Cuadro 10. Comportamiento mecánico del primer molar temporal inferior derecho y la restauración clase II

Primer molar (200N)									
	Esmalte			Dentina			Restauración clase II		
Material	Tensión (MPa)	Desplazamiento (nm)	Deformación (mm/mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (nm)	Deformación (mm/mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Deformación (mm/mm)
Fuji II LC (GC)®	19	368.6	1.491x10 ⁻⁴	5.1	267.2	1.471x10 ⁻⁴	13.4	9.2 mm	1.177x10 ⁻⁴
Filtek™ P60 (3M)®	17.3 **	293.8	1.453x10 ⁻⁴	4.5 **	223.2	1.260x10 ⁻⁴	8.7 **	3.9 mm	2.138x10 ⁻⁴
Filtek™ One Bulk Fill (3M)®	17.6 **	288.2	1.459x10 ⁻⁴	4.4 **	221.9	1.234x10 ⁻⁴	8.8 **	3.8 mm	2.199x10 ⁻⁴

Fuente propia

Cuadro 11. Comportamiento mecánico del segundo molar temporal inferior derecho y la restauración clase II

Segundo molar (200N)									
	Esmalte			Dentina			Restauración clase II		
Material	Tensión (MPa)	Desplazamiento (nm)	Deformación (mm/mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (nm)	Deformación (mm/mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Deformación (mm/mm)
Fuji II LC (GC)®	21.8	525.8	2.010x10 ⁻⁴	9.4	318.2	2.976x10 ⁻⁴	16.4	1.3 mm	1.744x10 ⁻⁴
Filtek™ P60 (3M)®	21.1**	439.4	1.596x10 ⁻⁴	7.8**	280.1	2.297x10 ⁻⁴	12.5**	5.4 mm	3.665x10 ⁻⁴
Filtek™ One Bulk Fill (3M)®	21.5**	425.4	1.597x10 ⁻⁴	7.5**	269.2	2.227x10 ⁻⁴	12.6**	5.3 mm	3.773x10 ⁻⁴

Fuente propia

Además, fueron localizadas las zonas de mayor tensión, desplazamiento y deformación de los tejidos dentales (Esmalte y dentina) y de los diferentes materiales de restauración para ambos molares.

El primer molar presentó mayor tensión en esmalte y material, Grupo 1_Ionómero de vidrio (G1_IV): Borde marginal (BM) de cresta disto bucal, Grupo 2_Resina Posterior (G2_RP) / Grupo 3_Resina One Bulk (G3_RO): BM de cúspide disto lingual. La mayor tensión en dentina de los tres materiales se presentó en BM de cresta disto lingual. El área de mayor desplazamiento en esmalte y dentina, G1_IV/G2_RP/G3_RO: BM de cresta disto bucal. El mayor desplazamiento de los tres materiales se presentó en el surco y crestas marginales distales. La mayor deformación en esmalte de los tres grupos: BM de cresta disto bucal, en dentina en G1_IV: ángulo ocluso-mesio-bucal, G2_RP/G3_RO: BM de cúspide mesio bucal. Mayor deformación de los materiales G1_IV: BM cresta disto lingual y G2_RP/G3_RO: BM de cúspide mesio lingual, ver cuadro 12.

Cuadro 12. Zonas del primer molar temporal inferior derecho

Zonas									
Material	Tensión			Desplazamiento			Deformación		
	Esmalte	Dentina	Material	Esmalte	Dentina	Material	Esmalte	Dentina	Material
Fuji II LC (GC)®	Borde marginal cresta disto bucal	Borde marginal cresta disto lingual	Borde marginal cresta disto bucal	Borde marginal cresta disto bucal	Borde marginal cresta disto bucal	Surco y crestas marginales distales	Borde marginal cresta disto bucal	Ángulo ocluso mesio bucal	Borde marginal cresta disto lingual
Filtek™ P60 (3M)®	Borde marginal cúspide disto lingual	Borde marginal cresta disto lingual	Borde marginal cúspide disto lingual	Borde marginal cresta disto bucal	Borde marginal cresta disto bucal	Surco y crestas marginales distales	Borde marginal cresta disto bucal	Borde marginal cúspide mesio bucal	Borde marginal cúspide mesio lingual
Filtek™ One Bulk Fill (3M)®									

Fuente propia

En el segundo molar se presentó la mayor tensión en esmalte y material para los tres grupos se presentó en el BM de cúspide distal y en dentina de los tres grupos en el BM de la cúspide mesio lingual. El área de mayor desplazamiento en esmalte para los tres grupos fue el BM de la cúspide mesio bucal y en dentina fue el BM de la cúspide mesio lingual. El mayor desplazamiento de los tres materiales se presentó en el surco y crestas marginales distales. La mayor deformación en esmalte de los tres grupos se localizó en el BM de la cúspide distal y en dentina en el BM de la cúspide mesio lingual. Mayor deformación de los materiales G1_IV: BM cúspide disto bucal y G2_RP/G3_RO: Fosa central, ver cuadro 13.

Cuadro 13. Zonas del segundo molar temporal inferior derecho

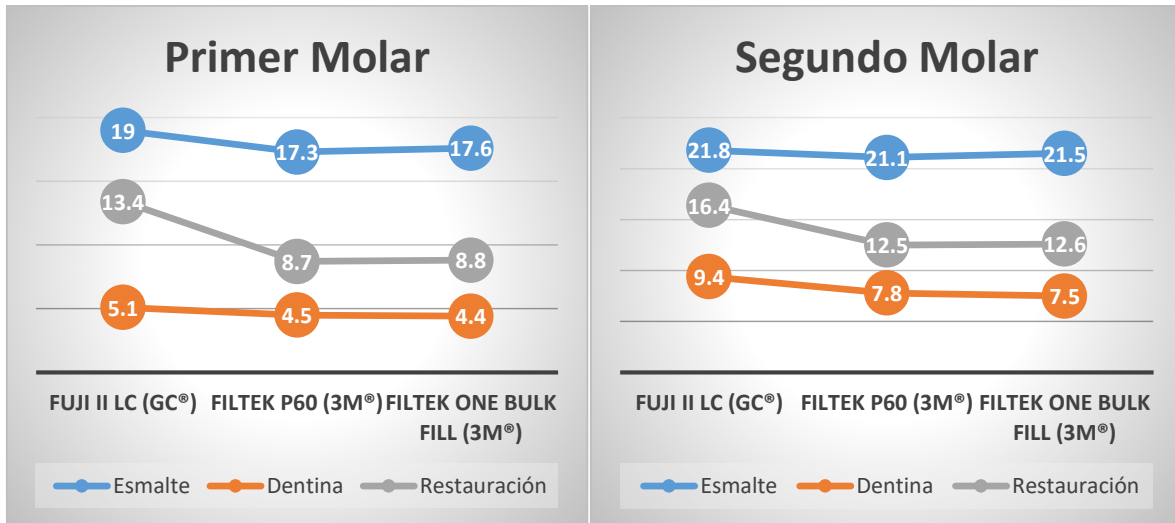
Zonas									
Material	Tensión			Desplazamiento			Deformación		
	Esmalte	Dentina	Material	Esmalte	Dentina	Material	Esmalte	Dentina	Material
Fuji II LC (GC)®	Borde marginal cúspide distal	Borde marginal cúspide mesio lingual	Borde marginal cúspide distal	Borde marginal cúspide mesio bucal	Borde marginal cúspide mesio lingual	Surco y crestas marginales mesiales	Borde marginal cúspide distal	Borde marginal cúspide mesio lingual	Borde marginal cúspide disto bucal
Filtek™ P60 (3M)®	Borde marginal cúspide distal	Borde marginal cúspide mesio lingual	Borde marginal cúspide distal	Borde marginal cúspide mesio bucal	Borde marginal cúspide mesio lingual	Surco y crestas marginales mesiales	Borde marginal cúspide distal	Borde marginal cúspide mesio lingual	Fosa central
Filtek™ One Bulk Fill (3M)®									

Fuente propia

Como resultado de las simulaciones del comportamiento mecánico de los 6 modelos de molares temporales restaurados con diferentes materiales dentales, en las gráficas 1 y 2 se muestran los valores de estrés en megapascales (MPa), que sufren tanto los tejidos dentales como los materiales de restauración al aplicarles una fuerza de 200N sobre la superficie oclusal.

Gráfica 1. Primer molar temporal

Gráfica 2. Segundo molar temporal



Fuente propia

13. DISCUSIÓN

El presente estudio tuvo como objetivo simular tridimensionalmente por medio del análisis de elementos finitos (AEF) el comportamiento mecánico de la restauración de cavidades clase II en molares temporales inferiores empleando diferentes materiales dentales, bajo una fuerza oclusal.

El éxito de restauraciones clase II en molares temporales es baja. Por lo tanto, los materiales de restauración juegan un papel importante en la supervivencia de este tipo de restauraciones. Fueron escaneados el primer y segundo molar temporal inferior derecho, introduciéndolos al software Solidworks como modelos sólidos, se conformaron cavidades clase II en ambos molares utilizando medidas pre establecidas.²⁰ Estas cavidades fueron restauradas con diferentes materiales dentales (Fuji II LC, Filtek P60, Filtek One Bulk Fill), los cuales son de mayor uso en estomatología pediátrica. Además, se simuló una fuerza de mordida al aplicar una carga de 200N sobre la superficie oclusal. Estudios previos de autores como Rentes et al.,²³ y Singh et al.,²², encontraron valores de fuerza de mordida en pacientes pediátricos que van desde los 167 hasta los 231N.

De acuerdo con la literatura consultada se decidió utilizar como materiales restauradores al cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, una resina compuesta convencional y una resina de relleno en bloque (Bulk-Fill), debido a que estos materiales son los más utilizados en restauraciones de molares temporales y presentan altas tasas de éxito en los tratamientos, como lo mencionan Sengul et al.,^{35,36} y Ausiello et al.,¹¹ en investigaciones previas.

El comportamiento de los molares temporales durante la masticación resulta ser complejo, debido a que factores como la función muscular, maloclusiones, entre otros, interviene en ella. El análisis de elementos finitos permite representar y simular el comportamiento de las estructuras dentales y los materiales de restauración, lo más cercano a la realidad.³⁰

En este estudio los segundos molares temporales presentaron valores más altos en tensión, desplazamiento y deformación en comparación con los primeros molares,

similar a lo obtenido por Sengul et al.,³⁵ Esto podría ser atribuido a la anatomía propia del diente y su mayor superficie. Cabe destacar que el esmalte fue la estructura que mostró valores de tensión superiores en comparación con la dentina y el material. Así mismo, en 2015 Sengul et al.,³⁶ estudiaron el comportamiento clínico de restauraciones clase II en molares temporales, obteniendo como resultado una mayor tasa de fracaso en restauraciones a base de ionómero de vidrio comparado con las resinas compuestas. Este estudio demostró un mejor comportamiento mecánico de las resinas ante una fuerza de 200N, obteniendo valores inferiores en comparación con el ionómero de vidrio. Esto podría deberse a la diferencia que existe del módulo de elasticidad de la estructura dental (Esmalte 80GPa y Dentina 18GPa) y el material (Fuji II LC (GC)[®] 5.33GPa, Filtek™ P60 (3M)[®] 19GPa y Filtek™ One Bulk Fill (3M)[®] 18.81GPa).

La interfaz que existe entre la estructura dental y el material de restauración tiene un papel importante, ya que la filtración en esta área puede resultar en caries secundaria, motivo principal del fracaso en este tipo de restauraciones en dientes primarios según lo reportado por Chisini et al.,¹⁶ El presente estudio confirmó que las áreas de mayor estrés se localizan en los bordes marginales de las cúspides y crestas, lo cual coincide con Ausiello et al.,¹¹ quienes en su estudio mostraron una tendencia de estrés similar en las interfaces de los tejidos del diente y la restauración.

En esta investigación se observó que un módulo de elasticidad de los materiales cercano al de la estructura dental disminuye el estrés hacia el resto de los tejidos dentales. Kirzioglu et al.,³⁰ mencionan que la diferencia del módulo de elasticidad del material produce mayores tensiones al diente, por lo cual juega un rol importante para el éxito de las restauraciones en molares temporales. Sengul et al.,³⁵ informaron que una de las razones por las cuales el esmalte presenta valores de tensión más altos, pudiera deberse a la gran diferencia en su módulo de elasticidad en comparación al de los materiales, ya que la continuidad estructural del diente-restauración es mecánicamente diferente. Cabe destacar que se obtuvieron valores

menores de estrés en los molares que fueron restaurados con materiales que tienen un módulo de elasticidad cercano al de la estructura dental.

El Análisis de Elementos Finitos es un método que nos permite obtener una solución numérica a un problema en específico. Los resultados de este estudio proporcionaron los valores de estrés que reciben los tejidos dentales y los materiales de restauración ante una carga oclusal, demostrando su capacidad para distribuir dicho estrés al resto de las estructuras, siendo fundamentales las propiedades mecánicas de cada una de las encargadas de su comportamiento.

Los materiales de resina presentaron menores valores de estrés en comparación con el material a base de ionómero de vidrio. La resina en incremento Filtek™ P60 (3M)® mostró los valores de distribución de estrés más bajos al resto de las estructuras en comparación con la resina en bloque Filtek™ One Bulk Fill (3M)®. Siendo el ionómero de vidrio Fuji II LC (GC)® el que mostró los mayores niveles de estrés en todas las estructuras. Esto se puede atribuir a las propiedades mecánicas de cada material, ya que el módulo de elasticidad de las resinas es el que más se acerca al del tejido dental.

EL conocer las propiedades mecánicas de los materiales de restauración en estomatología pediátrica y entender su comportamiento ayudará al profesional a elegir los materiales que demuestren un mejor desempeño clínico, ayudando así a disminuir el porcentaje de fracaso en restauraciones de dientes temporales.

Esta investigación se vio limitada por la replicación del proceso de contracción de los materiales dentales ante el proceso de fotocurado. Sin embargo, se tiene contemplado simular en estudios posteriores la contracción de los materiales para obtener mayor información sobre el comportamiento mecánico ante dicho proceso. Por otro lado, los pocos estudios que existen sobre el comportamiento mecánico de los materiales de restauración utilizando el análisis de elementos finitos dificultó la recolección de información y comparación de resultados, por lo cual este estudio influirá en la información existente para futuras investigaciones.

14. CONCLUSIONES

- La mayor tensión, desplazamiento y deformación se encuentran en bordes marginales de los materiales y la estructura dental.
- El segundo molar temporal mostró los mayores valores de las propiedades mecánicas en comparación con el primer molar.
- Los materiales de resina presentaron valores en sus propiedades mecánicas más cercanas a la estructura dental por lo que podrían tener un mejor desempeño clínico en restauraciones de cavidades clase II de molares temporales.

15. ALCANCES DEL ESTUDIO

- Identificar los materiales dentales que desempeñan un mejor comportamiento mecánico en la restauración de molares temporales.
- Comparar la distribución de fuerzas oclusales que transmiten los materiales de restauración a los tejidos dentales.
- Implementar el uso de software como el análisis de elementos finitos en estudios biomecánicos.

16. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Boj JR, Catalá M, García-Ballesta C, et al. Odontopediatría. 1ª ed. Barcelona. Masson. 2004.
- 2.- Barberia Leache E, Boj Quesada JR, Catalá Pizarro M, et al. Odontopediatría. 2a ed. Barcelona. Masson. 2002.
- 3.- M. Cleghorn B, B. Boorberg N, H. Christie W. Primary human teeth and their root canal systems. Endodontic Topics. 2012. 23; 6-33.
- 4.- Mortimer KV. The relationship of deciduous enamel structure of dental disease. Caries Res. 1970. 4:206–223.
- 5.- Sonju-Clasen AB, Ruyter IE. Quantitative determination of type A and type B carbonate in human deciduous and permanent enamel by means of Fourier Transform Infrared Spectrometry. Adv Dent Res. 1997. 11:523–527.
- 6.- Hunter ML, West NX, Hughes JA, Newcombe RG, Addy M. Erosion of deciduous and permanent dental hard tissue in the oral environment. J Dent. 2000. 28:257–263.
- 7.- Marquezan M, da Silveira BL, Burnett LH, Rodrigues CR, Kramer PF. Microtensile bond strength of contemporary adhesives to primary enamel and dentin. Clin Pediatr Dent. 2008. 32:127–132.
- 8.- Wang LJ, Tang R, Bonstein T, Bush P, Nancollas GH. Enamel demineralization in primary and permanent teeth. J Dent Res. 2006. 85: 359–363.
- 9.- Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. Histología y embriología bucodental. 2a ed. Panamericana. 2002.
- 10.- C. Scheid R, Weiss G. Woelfel. Anatomía dental. 8a ed. Lippincott. 2012.
- 11.- Ausiello P, Ciaramella S, De Benedictis A, Lanzotti A, Tribst JPM, Watts DC. The use of different adhesive filling material and mass combinations to restore class II cavities under loading and shrinkage effects: a 3D-FEA. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2020; 22:1-11.
- 12.- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P. et al. Evidence of Chemical Bonding at Biomaterial-Hard Tissue Interfaces. Journal of Dental Research. 2000. 79(2), 709-714
- 13.- Escobar Muñoz F. Odontología Pediátrica. 2a ed. Amolca. 2004.

14.- Prakash Mathur V, Kaur Dhillon J. Dental Caries: A Disease Which Needs Attention. *Indian J Pediatr.* 2018; 85(3):202–206.

15.- Aguiar Dias AG, Baraúna Magno M, Botazzo Delbem AC, Frederico Cunha R, Cople Maia L, Pelim Pessan J. Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry.* 2018. 73; 1-13.

16.- Chisini LA, Collares K, Gonzalez Cademartori M, Corrêa de Oliveira LJ, Muniz Conde MC, Demarco FF, et al. Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *International Journal of Paediatric Dentistry.* 2018. 28(2):123-139.

17.- Dhar V, Mon S, D Macek M. Evaluation of Nonproximal Caries as Predictor of Proximal Caries in Primary Molars. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2018; 11(6): 457–461.

18.- A. Pontes LR, F. Novaes T, S. Lara J, P. Moro BL, Gimenez T, P. Raggio D, et al. Impact of the radiographic method on treatment decisions related to dental caries in primary molars: a before-after study. *Clinical Oral Investigations.* 2019; 23(11):4075-408.

19.- Barrancos Money, J. *Operatoria Dental Avances clínicos, restauraciones y estética.* 5a ed. Argentina. Panamericana. 2015.

20.- Gurrola Martínez B, Álvarez Bañuelos VJ. *Cavidades para dentición infantil.* UNAM, FES Zaragoza. 2018.

21.- I. Owais A, Shaweesh M, J. Abu Alhaija ES. Maximum occusal bite force for children in different dentition stages. *Eur J Orthod.* 2012; 35: 427–33.

22.- Singh R, Singh S, Jha A, Jha S, Singh AK, Kumar S. Comparative evaluation of bite force in paediatric patients. *J Family Med Prim Care.* 2020 Apr 30;9(4):2002-2005.

23.- Rentes AM, D. Gavião MB, Amaral JR. Bite force determination in children with primary dentition. *Journal of oral rehabilitation,* 2002. 29; 1174–1180.

24.- Duarte Gavião MB, Graciele Raymundo V, Matias Rentes A. Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. *Pediatric Dentistry. Braz Oral Res* 2007;21(2):146-52

25.- Mountain G, Wood D, Toumba J. Bite force measurement in children with primary dentition. *International Journal of Paediatric Dentistry.* 2011; 21:112-118.

26.- Abu-Alhaija E, I. Owais A, Obaid H. Maximum oclusal bite forcé in pre-school children with different oclusal patterns. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(11): e1063-8.

- 27.- Barceló Santana FH, Palma Calero JM. *Materiales Dentales Conocimientos Básicos Aplicados*. 3ª ed. México. Trillas. 2008.
- 28.- Piola Rizzante FA, Alves Duque JA, Húngaro Duarte MA, Lia Mondelli RF, Mendonça G, Ishikiriama SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J*. 2019;38(3):403-410.
- 29.- Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of Finite Element Analysis in Oral and Maxillofacial Surgery-A Literature Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(14):3063.
- 30.- Kirzioglu Z, Ceyhan D, Sengul F, Ceren Altun A. Three-dimensional finite element analysis of the composite and compomer onlays in primary molars. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019;22(10):936-941.
- 31.- Mendes Campaner L, Motta Silveira MP, Schmitt de Andrade G, Souto Borges AL, Bottino MA, de Oliveira Dal Piva AM, et al. Influence of Polymeric Restorative Materials on the Stress Distribution in Posterior Fixed Partial Dentures: 3D Finite Element Analysis. *Polymers*. 2021. 28;13(5):758.
- 32.- International Ethical Guidelines for Health-related Research Involving Humans, Fourth Edition. Geneva. Council for International Organizations of Medical Sciences (CIOMS); 2016.
33. World Medical Association. Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. 64th WMA General Assembly, Fortaleza, Brazil, October 2018;28(10).
34. Diario Oficial de la Federación. Reglamento de la ley general de salud en materia de investigación para la salud 1984. México; 2017
- 35.- Sengul, F. Gurbuz, T. Sengul, S. Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations. *European Journal of Paediatric Dentistry*. Vol. 15/3-2014.
- 36.- Sengul, F. Gurbuz, T. Clinical evaluation of restorative materials in primary teeth class II lesions. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. Vol. 39. N. 4. 2015.

17. ANEXOS

17. 1 Comportamiento mecánico de las estructuras anatómicas del diente y de los materiales dentales.

Comportamiento mecánico de las estructuras anatómicas del diente y de los materiales dentales						
GRUPO	Cavidad clase II + IV Fuji II LC		Cavidad clase II + Filtek P60		Cavidad clase II + Filtek one Bulk Fill	
	Axial		Axial		Axial	
Dirección de la fuerza	Primer	Segundo	Primer	Segundo	Primer	Segundo
Molar	19GPa	21.8GPa	17.3GPa	21.1GPa	17.6GPa	21.5GPa
Esmalte	5.1GPa	9.4GPa	4.5GPa	7.8GPa	4.4GPa	7.5GPa
Dentina	13.4GPa	16.4GPa	8.7GPa	12.5GPa	8.8GPa	12.6GPa
Restauración clase II						