

**ESTUDIO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ENDOCORONAS
ELABORADAS EN MATERIALES LIBRES DE METAL.**

INVESTIGADORES

LAURA VANESA SANCHEZ BELTRAN

JULIO CÉSAR PÁEZ GONZALEZ

Residentes de posgrado prostodoncia

ASESORES

DR. EFRAIN LOPEZ

Odontólogo, Especialista en Rehabilitación oral

DRA.SONIA UNRIZA

UNICOC

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA

BOGOTA

2023

A Dios, mi principal soporte espiritual

En el camino que recorrí

Para hacer de este sueño una realidad...

A mi madre y hermanas por

Su amor y apoyo incondicional en esta etapa de

Formación y crecimiento personal y profesional

Julio Cesar Paez

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN	7
1.1 Planteamiento Del Problema	8
1.2 Justificación	10
1.3 Propósito	12
1.4 Antecedentes	12
1.5 Marco Teórico	14
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	44
2.1 Tipo de Estudio	44
2.2 Objeto de Estudio	44
2.3 Material Objeto de Estudio	44
2.4 Unidad de Observación	45
2.5 Muestra	45
2.6 Criterios de Selección	45
2.6.1 Criterios de Inclusión	45
2.6.2 Criterios de Exclusión	45
2.6.3 Variables	45
2.7 Procedimiento	46
2.8 Aspectos Éticos	52
2.9 Análisis Estadístico	52
3. RESULTADOS	53

4. DISCUSIÓN	55
5. CONCLUSIÓN	59
6. RECOMENDACIONES	59
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
ANEXOS	64

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Resultados Fracturas Excel Disilicato	53
Tabla 2. Resultados Fracturas Excel Resina	53
Tabla 3. Resultados Fracturas Excel PMMA	53
Tabla 4. Resultados Mínimo, máximo y promedio de resistencia a la fractura	54
Tabla 5. Prueba Post-Hoc Turkey	54

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Pros y contras Disilicato de Litio y Zirconio	21
Figura 2. Procedimiento realización restauración Adhesiva	27
Figura 3. Propiedades PMMA	28
Figura 4. Ilustración Factores de Riesgo de la Caries Dental	38
Figura 5. Endocorona en Premolar	39
Figura 6. Retiro de Restauración Desadaptada	40
Figura 7. Preparación y definición de molar para rehabilitar	41
Figura 8. Endocorona Realizada por laboratorio	41
Figura 9. Vista final de molar rehabilitado con endocorona	41
Figura 10. Preparación Diente molar muestra	46
Figura 11. Duplicación de las Muestras en impresora 3D	47
Figura 12. Diseño, Fresado e impresión de Endocoronas	48
Figura 13. Cera Simuladora de Ligamento	48
Figura 14. Colocación de acrílico transparente y posición en Legos	49
Figura 15. Retiro de cera con vapor caliente	49
Figura 16. Identificación de Muestras	50
Figura 17. Cementación de Muestras	51
Figura 18. Prueba de resistencia a la Fractura	51
Figura 19. Estudio de box plot de material vs. Resistencia	55

ASPECTOS TEÓRICOS

1. INTRODUCCIÓN

La pérdida de sustancia dental no solamente surge de patología cariosa, trauma, desgaste, erosión, entre otras sino además como consecuencia de la cavidad de ingreso para el procedimiento endodóntico ⁽¹⁾. Los dientes tratados endodónticamente conllevan un mayor riesgo de fracaso biomecánico que los dientes vitales, y constituyen un problema común en odontología restauradora relacionado con las fracturas que se producen en dichos dientes ⁽²⁾. La rehabilitación de dientes tratados endodónticamente con divergencia coronal masiva continúa siendo un desafío clínico, especialmente debido a la pérdida de propiedades de resistencia de la pulpa y el tejido dentinario circundante. La retención coronal a menudo se ve afectada, por lo que los pines intraradiculares que pueden o no ser necesarios en combinación con los materiales del núcleo ⁽³⁾.

Existen una gran variedad de tratamientos para rehabilitar dientes tratados endodónticamente ya sean, coronas, núcleos, incrustaciones pero para fines de este estudio se tuvo en cuenta la opción de una restauración poco utilizada y conservadora conocida como Endocoronas, siendo estas restauraciones de un solo componente fabricadas en cerámica, resina o en su efecto en pmma, su uso clínico está indicado para molares tratados endodónticamente con gran destrucción y perdida significativa de estructura coronal, las endocoronas se realizan en

laboratorio de un solo componente denominado monobloque, que corresponde a una porción equivalente a la parte cameral del conducto pulpar, en ocasiones puede involucrar alguna entrada de algún conducto radicular ofreciendo una retención macro mecánica proporcionada por las paredes pulpares, y micromecánica mediante cementación adhesiva y la otra porción coronal⁴. Teniendo en cuenta este tipo de restauración, en el mercado se cuenta con gran variedad de materiales de la calidad mencionada anteriormente, para dichas restauraciones, ya sean materiales provisionales, a base de cerámicas, a base de resinas, etc, el clínico o especialista debe conocer y comprender que tipo de materiales se debería usar en cada caso y cuál de esos materiales le va a proporcionar un buen rendimiento clínico⁴⁻⁵.

Siendo así el objetivo de este estudio invitro conocer los valores de resistencia a la fractura de tres tipos de materiales libres de metal para restauraciones de tipo endocornas en molares tratados endodónticamente.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La pérdida mínima de estructura coronal se relaciona con procedimientos mínimamente invasivos con o sin preparación para conductos con la máxima conservación de tejido. El remanente dentario con tratamiento endodóntico debe presentar una mínima pérdida de fuerza en comparación con un diente vital, siempre que no haya grietas horizontales o verticales. Se considera que la cavidad de

acceso endodóntico y el agrandamiento mínimo de la cámara pulpar no afectan significativamente la biomecánica dental⁶.

Los dientes tratados endodónticamente presentan un mayor riesgo de fracturas que los dientes vitales al estar desvitalizados y su humectabilidad se ve reducida ocasionando fragilidad y disminución en la resistencia a la fractura. Los dientes tratados endodónticamente presentan pérdida de integridad estructural y deshidratación ocasionada por procesos cariosos, fracturas, traumatismos y preparaciones extensas debilitando la estructura dental y radicular⁷. El grosor de la porción oclusal de las endocoronas varía de 3 a 7 mm, diferente de las coronas convencionales que varía de 1,5 a 2 mm solamente; teniendo en cuenta que cuanto mayor sea el espesor oclusal de la restauración, las endocoronas son más propensas a resistir la carga oclusal que las coronas convencionales⁷. Las restauraciones convencionales se realizan utilizando materiales con diferentes módulos elásticos, es decir, para postes y núcleos metales o fibras reforzadas con vidrio y para coronas compuestos de resina o cerámicas. Teniendo en cuenta que la desigualdad de rigidez entre la dentina, el material de cementación y el sistema restaurador puede influir en la distribución de tensiones⁶. Cuanto mayor sea el número de interfaces entre materiales distintos, menor será la distribución de estrés. Es por eso por lo que con este trabajo se quiso profundizar en tres materiales específicamente y como estos se pueden comportar en un molar tratado endodónticamente, para de esta manera brindar valores de resistencia y materiales que puedan ser usados por los especialistas.

PREGUNTA DE INVESTIGACION

P: Modelo invitro impreso en resina, de molar superior con preparación para endocorona

I: Amber Mill (Disilicato de Litio), PMMA, Resina Impresa 3D Photopolymer Resin 3B

C: Comparación entre los 3 materiales a estudiar

O: Resistencia a la fractura

¿Cuál es la resistencia a la fractura de endocoronas elaboradas con Amber Mill (Disilicato de litio), PMMA (Bisacrilato), y Resina Impresa 3D que permita mayor durabilidad y rendimiento clínico?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Se ha demostrado que la rehabilitación con endocoronas tienen un comportamiento clínico satisfactorio para el paciente y su desarrollo positivo en cuanto a resistencia a la fractura, estética, su capacidad de unión adhesiva a la estructura dental y comportamiento biomecánico que han sido demostrado con gran rendimiento funcional sin tener que realizar núcleos metálicos o postes en fibra de vidrio de los dientes tratados endodónticamente y su supervivencia a tres años se considera exitosa.

A pesar de la creciente popularidad de las restauraciones de tipo endocorona, la cuestión que queda es si los especialistas deben considerar el uso de endocoronas

en lugar de los tratamientos convencionales con retenedores intraradiculares. Las restauraciones endocoronas parecen tener un mayor beneficio en comparación con las restauraciones convencionales. Varios factores pueden estar asociados a este resultado positivo, incluyendo las diferencias en la configuración, diseño, el grosor y los módulos elásticos que las endocoronas tienen⁶.

Además, las endocoronas presentan como ventajas que se remueven menores cantidades de tejido sano comparado con otras técnicas, disminuyen el tiempo de trabajo del operador, menores tasas de des cementación, fácil aplicación, altas propiedades estéticas, adecuado mantenimiento periodontal y menor espacio interoclusal requerido⁵.

La rehabilitación de dientes tratados endodónticamente es un reto clínico por tal motivo se realizó el estudio de estos tres materiales para ofrecerle al clínico valores de resistencia a la fractura de los tres materiales libres de metal y de esta manera dar múltiples opciones clínicas funcionales y que presentan buen rendimiento clínico. Siempre y cuando el profesional tenga en cuenta factores como: la pérdida de propiedades mecánicas del órgano dental, el tejido es más frágil y propenso a la fractura debido a la pérdida de integridad. La pérdida del tejido pulpar debilita el sistema neurosensorial ocasionando disminución en las propiedades físicas de la dentina, como el módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura lo que compromete el tratamiento endodóntico⁶. Teniendo en cuenta que la cavidad de acceso, el agrandamiento de la cámara pulpar y la pérdida de paredes de soporte de dentina durante el tratamiento endodóntico disminuye su resistencia a la fractura conllevando a deflexión y fractura cuspídea, de ahí la importancia de preservar la

estructura dental remanente, así mismo realizar un tratamiento predecible con dichos materiales que fueron estudiados.

1.3 PROPOSITO

Para tomar la mejor decisión en el momento de elegir el material odontológico para la rehabilitación de un paciente, es necesario conocer las propiedades biomecánicas, las cuales podrían permitir predecir con cierta precisión su rendimiento clínico. Aunque el material de predilección para elaborar endocoronas es el zirconio, por su fácil maleabilidad en el consultorio y con el CAD CAM, resulta en ocasiones una operación costosa a la cual no todos los pacientes tienen acceso. Existen otras alternativas de materiales que podrían llegar a ser más accesibles, y llegarían a ser una alternativa buena, sin embargo, tienen riesgo a ser fracturados con más facilidad, por lo cual se hizo necesario realizar este estudio, con el fin de evaluar tres materiales diferentes y de esta manera proveerle a los especialistas tanto la resistencia a la fractura de estos y por otra parte un protocolo que se pueda llegar a realizar en la práctica clínica, y lleve unos parámetros de preparación e indicaciones para estas restauraciones.

1.4 ANTECEDENTES

La odontología restauradora está en contra de la eliminación de tejido dental, haciendo que las endocoronas sean una alternativa atractiva e innovadora para la nueva odontología. Dando a conocer dichas restauraciones por el precursor Pissis en 1995 definiéndola como, una restauración con coronas interiores⁵, ya en 1999 las endocoronas fueron descritas por Bindl y Mormann en 1999 como una corona

totalmente cerámica anclada en la parte interna de la cámara pulpar y en los márgenes de la cavidad, obteniendo así una retención macro mecánica proporcionada por las paredes pulpares opuestas axialmente y una micro retención lograda con el uso de cementación adhesiva⁶. De manera similar, Fages y Bennasar en 2013 describieron una endocorona como un reposicionamiento completo del adherente con una cavidad de retención en el espacio de la cámara pulpar, sin involucrar el conducto radicular⁶⁻⁷.

Gresnigt y colaboradores en el año 2015 compararon la resistencia a la fractura de las endocoronas realizadas en disilicato de litio y resina compuesta, compararon los resultados con dientes naturales bajo fuerzas axiales y laterales, así mismo evaluaron los tipos de falla después de la prueba.

Dejak y colaboradores en 2013, compararon el estrés equivalente en molares restaurados con endocoronas o con postes y núcleos durante la simulación masticatoria mediante el análisis de elementos finitos. A medida que han transcurrido los años se han realizado muchos estudios, y actualmente en Colombia varios grupos estudiantiles realizaron estudios comparando diferentes materiales para las restauraciones de tipo endocorona, pero no se ha publicado nada científicamente, que este reportado en la literatura y pueda ser compartido con otros especialistas y estudiantes.

KEY WORDS

QUIÉN	QUÉ	CON QUÉ	PARA QUÉ
Molar	Endocrown	Litium Disilicate	Fracture Resistance
Molar	Endocrown	PPMA	Fracture Resistance
Molar	Endocrown	Print resin 3D	Fracture Resistance
Molar		Endodontic Treatmen	

1.5 MARCO TEÓRICO

En la cavidad oral inician muchas funciones, entre ellas la masticación, la deglución y la oclusión y por ende fuerza sobre los huesos, sobre las piezas dentales y los tejidos que la conforman y además está expuesta tanto a bacterias propias como a agentes químicos provenientes de la alimentación lo cual hace que cualquier material que se haya colocado en esta quede expuesto a un trato “agresivo” del medio, que lo debilite poco a poco en el futuro. Lo anterior sin contar con la buena o deficiente higiene bucal.

Todos los materiales, en general, presentan algunas propiedades físicas que les permiten tener una resistencia determinada a la deformación y/o fractura; entre ellos se encuentra:

Fuerza: se experimenta como un empuje o un esfuerzo sobre cualquier material (Gianccoli, 2008). Se escribe como la relación que existe entre la masa y la aceleración aplicada al cuerpo $F = m \cdot a$

En diferentes partes del arco dentario, se ejercen distintos tipos de fuerza.

Elasticidad: “El **módulo de Young** o módulo de elasticidad es la constante que relaciona el esfuerzo de tracción o compresión con el respectivo aumento o disminución de longitud que tiene el objeto sometido a estas fuerzas.

Las fuerzas externas aplicadas a los objetos no solamente pueden cambiar el estado de movimiento de estos, sino que también son capaces de cambiar su forma o incluso romperlos o fracturarlos.” Los materiales biomecánicos, serán los más afectados por las condiciones a las que sean expuestos, dadas las condiciones de su fabricación.

Las anteriores características que deben presentar los materiales también considerados como, biomateriales, porque interactúan y reemplazan material biológico, en este caso tejido dental, de manera segura, fiable y económica, menciona también, que no existe un biomaterial ideal, dado que no todos cumplen con la totalidad de los requisitos de:

- Biocompatibilidad
- Compatibilidad con otros materiales
- Cualidades organolépticas aceptables
- Resistencia a la decoloración y/o pigmentación.
- Maleabilidad
- Correctamente indicado para un uso específico
- Resistencia mecánica específica y adecuada
- Resistencia a cambios físicos, químicos y bioquímicos
- Radiopacidad

- Fácil manipulación, limpieza y esterilización
- Buenas condiciones de almacenamiento
- Costo razonable

CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO

En efecto, el disilicato de litio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) se introdujo en el campo de la vitrocerámica en 1998 como material de núcleo, obtenido mediante termoprensado de lingotes (Empress 2, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), con un procedimiento similar a la técnica de la cera perdida utilizada para las aleaciones dentales (extrusión por calor de disilicato de litio en 920°), mostrando una distribución óptima de los cristales alargados, pequeños y en forma de aguja en una matriz vítrea con un bajo número y pequeñas dimensiones de poro; el núcleo finalmente se recubre con cerámica a base de fluorapatita, que muestra una translucidez notable y, al mismo tiempo, una mayor resistencia a la flexión (350 MPa).

Después de las consideraciones anteriores, para adaptar el material a las necesidades de los procesos de producción CAD/CAM en el consultorio, se ha introducido otra técnica, basada en el uso de bloques parcialmente precristalizados (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent), que contienen tanto metasilicato de litio al 40% (Li_2SiO_3) cristales y disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) núcleos de cristal; está disponible en diferentes tonalidades y grados de translucidez, dependiendo del tamaño y densidad de los cristales. En la condición inicial, estos bloques azulados mecanizables muestran dureza y resistencia moderadas (alrededor de 130 MPa).⁽⁸⁾

En este propósito, después del fresado, el tratamiento térmico ($840\text{--}850^\circ$ durante 10

min) determina la cristalización completa del material: los metasilicatos de litio tienden a evolucionar para formar disilicatos de litio (70 %), aumentando la resistencia a la flexión hasta 262 ± 88 MPa, con una tenacidad a la fractura de 2.5 MPa metro. En comparación con el e.max CAD, el disilicato de litio prensado en caliente presenta mejores propiedades mecánicas, como una mayor resistencia a la flexión (440MPa) y tenacidad a la fractura ($2.75 \text{ MPa} \cdot \text{metro}^{1/2}$ -IPSe.max Press, Ivoclar Vivadent).

Dadas las condiciones que anteceden, el rango de temperatura extendido (820–840°C frente a 750–840°C) y un tiempo de mantenimiento prolongado (14 min frente a 7 min) produjeron propiedades de dureza y módulo de elasticidad significativamente más altas, pero mostraron propiedades de resistencia a la flexión y tenacidad a la fractura similares a las de los controles (es decir, 750–840°C durante 7 minutos).

Por las consideraciones anteriores, se demostró que diferentes variables de laboratorio influyen en la resistencia a la fatiga de las restauraciones de disilicato de litio, como la magnitud de la carga, el número de ciclos, el material del pilar y del antagonista, el ambiente húmedo y el termociclado; por el contrario, la frecuencia de masticación, los movimientos laterales y la técnica de envejecimiento se consideraron factores no influyentes. La carga única hasta la fractura después de las pruebas de fatiga (es decir, la combinación de carga dinámica y estática hasta la fractura) informó valores de resistencia última altamente variables para este

material: de 980,8 N a 4173 N para SC monolíticos y de 390 N a 1713 N para FDP posteriores ⁽⁸⁾.

Características fisicoquímicas, propiedades ópticas y mecánicas Disilicato de litio (LS2), El autor nos explica, que este material se clasifica como vitrocerámica, en la clase de materiales de vidrio rellenos de partículas. Introducido en el mercado en los años 90 con la formulación comercial denominada “IPS Empress 2” (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), estaba compuesto por un 65% en volumen de Disilicato de litio, pequeños cristales en forma de aguja ($3\text{--}6\ \mu\text{m} \times 0,8\ \mu\text{m}$) incrustado en una matriz de vidrio, con una porosidad de 1% en volumen, mostrando valiosas características mecánicas (resistencia a la flexión: 350 MPa; tenacidad a la fractura (KIC): $3,3\ \text{MPa}\sqrt{\text{metro}}$; temperatura de extrusión por calor: $920\ ^\circ\text{C}$; coeficiente de dilatación térmica (CTE): $10,6 + 0,25\ \text{ppm}/^\circ\text{C}$). Al principio, este material estaba disponible comercialmente en forma de lingotes, para Ser utilizados de acuerdo con el procedimiento de fabricación de "prensado en caliente", similar a la técnica clásica de "cera perdida" para vaciados de aleaciones de metal, destinados a producir núcleos, prensados en caliente. Para conseguir una reproducción atractiva de las características ópticas de los dientes naturales, los muñones se recubren últimamente con una cerámica de fluorapatita muy translúcida, que contiene entre un 19 y un 23 % de cristales de fluorapatita incrustado en una matriz vítrea ⁽⁹⁾.

Posteriormente, en 2005 una nueva formulación de LS2 se comercializó como “IPS e.max Press” (Ivoclar Vivadent), realizando una optimización de los parámetros de procesamiento, permitiendo la formación de cristales más pequeños y distribuidos

más uniformemente, exhibiendo propiedades mecánicas y características ópticas mejoradas (resistencia a la flexión: 370–460 MPa; tenacidad a la fractura (KIC): 2,8–3,5 MPa√m).

Con referencia a lo anterior, el alto rendimiento mecánico de este material se debe, por un lado, a una distribución estratificada y estrechamente entrelazada de los cristales de Disilicato alargados, lo que dificulta la propagación de grietas a través de los planos y, por otro lado, a un desajuste entre los coeficientes de expansión térmica de LS2cristales y la matriz vítrea.

En los marcos de las observaciones anteriores, además de la técnica de prensado en caliente, la implementación generalizada y creciente de las tecnologías de diseño asistido por computadora/fabricación asistida por computadora (CAD-CAM) ha llevado a la introducción de bloques cerámicos destinados a la producción de restauraciones mediante dispositivos de fresado (IPS e.max CAD), también adecuado para la producción de restauraciones en el consultorio. Parcialmente, se fabrican bloques precristalizados en “estado azul”, que contienen un 40% de meta silicatos (Li_2SiO_3) además de núcleos de cristal de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$).

Tal como se ha visto, dichos bloques se caracterizan por una resistencia a la flexión moderada de ~ 130 MPa, lo que resulta en una mayor eficiencia de corte, una trabajabilidad más fácil y rápida y un menor desgaste de las herramientas de fresado. El procedimiento de molienda se realiza en este estado pre-cristalizado y, luego de su finalización, es seguido por un ciclo de calentamiento (840°-850 °C por 10 min) que convierte los cristales de meta silicato en disilicato de litio ($\sim 70\%$), aumentando la resistencia a la flexión hasta valores de 262 ± 88 MPa, junto con una

tenacidad a la fractura de $2,5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Los bloques están disponibles en diferentes colores, obtenidos mediante la dispersión de iones colorantes en la matriz vítrea y en diferentes grados de translucidez, en función del tamaño y distribución de los cristales en la matriz vítrea. La variabilidad de la resistencia a la flexión del disilicato de litio entre los bloques prensados en caliente y CAD-CAM con diferente translucidez.

Precisando de una vez, que se ha demostrado, por ejemplo, que ampliar el rango de temperatura ($750\text{--}840^\circ\text{C}$, en comparación con el estándar de $820\text{--}840^\circ\text{C}$) o prolongar el tiempo de retención (14 min frente a 7 min a 840°C) aumenta el módulo de elasticidad y las propiedades de dureza., sin afectar la resistencia a la flexión y la tenacidad a la fractura.

Significa entonces, que, en cuanto a la resistencia mecánica, se ha demostrado claramente que, in vitro, LS recubierta², las coronas exhiben valores de carga de fractura significativamente más bajos ($1431,1 \pm 404,3 \text{ N}$) en comparación con las monolíticas ($2665,4 \pm 759,2 \text{ N}$), siendo el principal mecanismo de falla la fractura masiva que se inicia en la superficie oclusal.

En consecuencia, además de una excelente biocompatibilidad y altas propiedades mecánicas, LS2 presenta muy buenas características estéticas, especialmente en lo que respecta a la translucidez, que es aproximadamente un 30% superior a la de la zirconia convencional. Además, para la presencia de sílice, LS2 es una cerámica sensible a los ácidos, por lo que se espera una alta fuerza de adhesión al sustrato, debido a mecanismos de unión tanto micro mecánicos como químicos. El enclavamiento micro mecánico entre la cerámica y el cemento de resina en la

superficie del huecograbado se basa en la creación de micro irregularidades, picaduras y asperezas en la superficie mediante grabado ácido y/o tratamientos físicos como arenado con partículas de alúmina o pulido con fresa de diamante ⁽⁹⁾. El grabado con ácido fluorhídrico (HF) es el procedimiento mejor establecido, que debe realizarse de acuerdo con protocolos validados teniendo en cuenta tanto la concentración de ácido como el tiempo de grabado. Para LS2, se sugiere un grabado HF de 20 s (al 5 % de concentración), que es un tiempo más corto que el solicitado para cerámicas feldespáticas y a base de leucita (generalmente 20 s). Se ha demostrado que concentraciones más altas de HF (9-10 %) y tiempos de grabado más prolongados son demasiado agresivos y pueden introducir daños importantes.

En consecuencia, se ha demostrado que el uso de silano combinado con un monómero con función fosfato, el 10 – Metacriloiloxidecil-dihirógeno-fosfato(10-MDP), la creación de un entorno ácido mejora aún más la fuerza de unión del cemento de fijación a base de resina a las cerámicas de disilicato de litio ⁽⁹⁾.

En resumen, se presentan las ventajas y los contras del disilicato de litio según se observa en la tabla No 1⁽⁹⁾.

tabla 1 Disilicato de litio y zirconia: pros y contras	
disilicato de litio	
ventajas	Contras
• excelente óptica • características y buenas propiedades mecánicas • versatilidad clínica • biocompatibilidad • abrasividad favorable • precisión marginal y ajuste interno • alta fuerza de adhesión al sustrato • monolítico y en capas	• revestimiento de glaseado y revestimiento cerámico de fluorapatita • aumentar el desgaste • crítico para ajustar intraoralmente • astillado de la cerámica de recubrimiento

Figura 1. Pros y contras Disilicato de Litio y Zirconio

Composites de resina:

Un término amplio utilizado para describir natural o sustancias sintéticas que forman materiales plásticos después de la polimerización; se nombran según su composición química, estructura física y medios para la activación de la polimerización. ⁽¹⁰⁾

Los composites de restauración han evolucionado significativamente desde que se introdujeron por primera vez a principios de la década de 1960, concentrándose la mayor parte del desarrollo en la tecnología de relleno. Esto ha llevado a mejorar las propiedades mecánicas, en particular la resistencia al desgaste, y ha ampliado el uso de composites a restauraciones posteriores más grandes. Como restaurador posterior, el composite de resina es ahora la opción principal. Los estudios clínicos muestran un buen rendimiento, con algunos estudios que brindan resultados de 10 a 20 años. Los cambios más importantes involucran el relleno de refuerzo, que se redujo de tamaño para producir materiales que se pulían con mayor facilidad y eficacia y demostraban una mayor resistencia al desgaste. Este último fue especialmente en aplicaciones posteriores. La preocupación aquí es por la fractura de la restauración, así como por el desgaste en zona posterior.

Las propiedades mecánicas están principalmente relacionadas con el contenido de relleno, siendo los compuestos que tienen la mayor cantidad de relleno los más fuertes. En general, los composites dentales tienen una resistencia a la flexión, tenacidad a la fractura y resistencia a la tracción. La propiedad en la que el compuesto dental es más reconocido es el módulo elástico.

Sin embargo, dado que la caries secundaria que está relacionado con la contracción de polimerización y la fractura con el estrés de contracción, son las dos razones principales para el cambio de la restauración ⁽¹¹⁾.

Han permitido ampliar sus indicaciones a restauraciones posteriores de mayor tamaño, que clásicamente solo se restauraban con amalgamas. Al mismo tiempo, en la práctica clínica elegir un composite a base de resina (RBC) adecuado para una restauración requiere equilibrar una gran cantidad de requisitos. Como son, una mayor longevidad de los restauradores mediante excelentes propiedades mecánicas, como alta resistencia, tenacidad a la fractura, dureza de la superficie, módulo de elasticidad optimizado, bajo desgaste, baja sorción de agua y solubilidad, baja contracción de polimerización, baja fatiga y degradación, alto radiopacidad y una mejor detección del material durante la extracción de una restauración de composite. Igualmente, se requieren propiedades biológicas que asemejen una buena bio compatibilidad (sistémica y local), ausencia de dolor postoperatorio o hipersensibilidad, preservación de la integridad dental en términos de no causar fracturas o grietas, así como capacidades inhibitoras de caries ⁽¹²⁾.

No obstante, varios efectos clínicos negativos en las restauraciones compuestas a base de resina, como discrepancias marginales, tinción marginal, líneas blancas alrededor de la restauración, fracturas de cúspides, microfiltración, desvinculación, la caries secundaria, la sensibilidad postoperatoria o el dolor todavía se observan en las restauraciones comparativamente con, los glóbulos rojos modernos. Estos están frecuentemente relacionados con la tensión de contracción de polimerización.

De otro modo, se prevé que los nuevos materiales para reducir el estrés interno como resultado de la baja contracción de polimerización dominen el mercado en el futuro, incluso antes de que se logre una comprensión completa del efecto clínico de la contracción.⁽¹²⁾

De los anteriores planteamientos se deduce que, los desafíos clínicos de las restauraciones posteriores a base de resina indican que la caries secundaria y la fractura de la restauración son los problemas clínicos más comunes en las restauraciones posteriores de composite.

Después de las consideraciones anteriores, la fractura compuesta fue el tipo de falla más frecuente, mientras que la caries secundaria fue la falla más común más allá de los cinco años de servicio clínico. Se encontró que la razón predominante del fracaso de las restauraciones de composite colocadas en cavidades más grandes era la fractura, también por períodos mayores de 11 años⁽¹²⁾.

De acuerdo con los razonamientos que se han venido realizando, las resinas de oxirano han mostrado muchas propiedades deseables, como una mejor profundidad de curado, menor contracción de polimerización, mayor resistencia, así como una dureza equivalente y una temperatura de transición vítrea aceptable en comparación con las resinas dentales convencionales basadas en bis-GMA

Sobre la base de las consideraciones anteriores, en un intento por superar los problemas creados por la contracción de polimerización de los compuestos convencionales, se desarrollaron las cerámicas orgánicamente modificadas como una nueva clase de material. Con un coeficiente de expansión térmica muy similar al de la estructura dental natural⁽¹²⁾.

Con referencia a lo anterior, el relleno no solo determina directamente las propiedades mecánicas de los materiales compuestos, sino que también permite la reducción del contenido de monómero y, en consecuencia, la contracción de polimerización, optimizando el desgaste, la translucidez, la opalescencia, la radiopacidad, la rugosidad intrínseca de la superficie y, por lo tanto, la capacidad de pulido, además de mejorar la estética y mejorar las propiedades de manejo.

A manera de resumen final, un sistema de clasificación más reciente basado en la fractura del volumen de relleno y el tamaño del relleno, distingue entre composites densificados, composites microfinos, composites misceláneos, composites tradicionales y composites reforzados con fibras ⁽¹²⁾.

Varios son los materiales compuestos que están disponibles directa hoy en día para técnicas de restauración, los más conocidos son los composites híbridos, en primer lugar, los metacrilatos, y en segundo lugar los silanos, lo cual ha permitido mejorar continuamente estos procesos. En consecuencia, algunas de las desventajas son la contracción de la polimerización, la adhesión bacteriana y los efectos secundarios debido a la liberación de monómeros. Como se puede entender, el objetivo del desarrollo del material es eliminar o al menos reducir estos factores negativos adaptando los componentes individuales del material. Con respecto a, los ormocers se ha sustituido parcialmente el metacrilato por una red inorgánica. Según estudios recientes, la bio compatibilidad no mejoró comparativamente con todos los casos⁽¹³⁾. Por lo tanto, se pudo demostrar un efecto protector contra la caries al menos en los primeros días después de la colocación del empaste con desmineralización

extraoral simultánea. Al reemplazar los monómeros de cadena en la matriz compuesta por moléculas en forma de anillo. Se ha desarrollado un nuevo grupo de materiales, los siloxanos. Dichos materiales son hidrófobos y deben unirse al tejido duro dental mediante un sistema adhesivo especial. No obstante, se necesitan estudios clínicos a largo plazo para demostrar la superioridad de este nuevo grupo de materiales sobre los compuestos híbridos modernos.

De acuerdo con lo anterior, se busca describir las propiedades de los materiales de restauración de manera semejante, con respecto al manejo y las indicaciones a las resinas originales que actualmente están en el mercado ⁽¹³⁾.

Así mismo, no deben olvidarse los requisitos básicos de un material de obturación dental: cada material de obturación debe tener buenas características ópticas y las propiedades físicas deben corresponder a las del tejido dental duro. Comparativamente con, la resistencia al desgaste y el efecto sobre el antagonista deben ser similares a las propiedades del esmalte. De igual forma, es importante que el material se distinga fácilmente del tejido dental en la radiografía. Es preciso que, el material debe ser fácil de manejar y fácil de pulir.

Como resultado de, los estudios clínicos han demostrado que los diferentes materiales de restauración tienen tasas de éxito similares. Con respecto a lo anterior, un estudio exhaustivo sobre las propiedades físicas de diferentes materiales de restauración (resistencia a la flexión, resistencia a la compresión y resistencia a la tracción) pudo demostrar diferencias considerables en el mismo grupo de materiales. De igual forma para la restauración es importante un adhesivo

confiable y correctamente aplicado, así como la buena higiene bucal por parte del paciente⁽¹³⁾.



Figura 2. Procedimiento realización de restauración adhesiva

PMMA polimetilmetacrilato:

Es una resina estable dura y transparente de claridad marcada con un numero de dureza Knoop que oscila entre 18 y 20, una resistencia a la tracción de aproximadamente 60 Mpa, una densidad de 1.19 y un módulo de elasticidad aproximadamente de 2.4 Mpa⁽¹⁰⁾.

La investigación en curso ha introducido una variedad de modificaciones para superar y mejorar aún más sus propiedades, como su conductividad, sorción de agua, solubilidad, resistencia al impacto y a la flexión, varios estudios informaron la mejora de los materiales de PMMA mientras se reforzaban con una variedad de fibras de nanopartículas, y nanotubos. De manera similar, se ha informado que los biocompuestos a base de PMMA con la adición de resinas epoxi, poliamida o butadieno estireno mejoran la resistencia al impacto del PMMA.

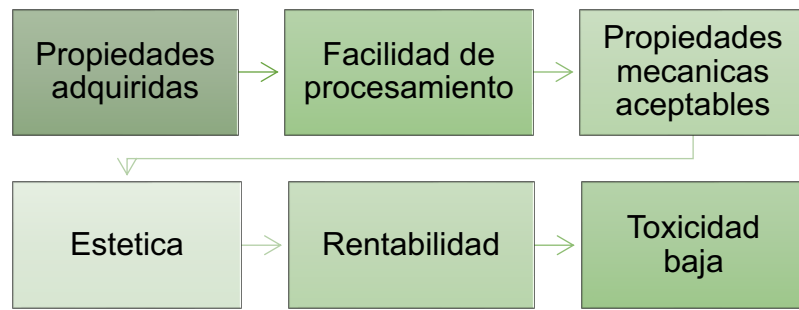


Figura 3. Propiedades del PMMA

El PMMA se modifica reemplazando el iniciador convencional por un agente fotosensible (canforquinona), que se activa y genera radicales libres al exponerse a la luz. Los materiales de PMMA fotopolimerizables se suministran en forma premezclada que contiene rellenos de PMMA, sílice, matriz de dimetacrilato de uretano y monómeros de resina acrílica. Además, el PMMA debe tener buenas propiedades mecánicas como alto módulo elástico, límite proporcional, resiliencia, resistencia a la fatiga y resistencia al impacto, para soportar las fuerzas de masticación sin fallo. La biocompatibilidad es la propiedad biológica más importante (14).

Postes en fibra de vidrio:

La necesidad de colocar un poste surge cuando hay muy poca estructura dental para sostener una restauración coronal. Uno de los factores críticos que influye en la supervivencia de la restauración es la capacidad de retención del poste. Algunos aspectos que pueden influir en la retención de un poste incluyen su longitud, tamaño y forma en el conducto radicular y el tipo de cemento de fijación utilizado.

Es fundamental que el clínico establezca las propiedades mecánicas de los postes reforzados con fibra al diseñar una restauración en un diente tratado endodónticamente.⁽¹⁵⁾

Son considerados una alternativa por la mayoría de los clínicos debido a sus características estéticas y a la presencia de un módulo elástico similar al de la dentina, lo que mejora la distribución de tensiones y reduce el riesgo de fallas irreparables⁽¹⁶⁾.

La caries desencadena la pérdida de tejidos dentales, la preparación extensa de la cavidad, y el trauma así como también, los cambios físicos o la deshidratación en la dentina ocasionan la reducción de la rigidez y la resistencia a la fractura de los dientes tratados con endodoncia (ETT)⁽¹⁷⁾.

Después de lo anterior expuesto, la rehabilitación del TET se volvió notablemente más fácil, práctica y biocompatible con la presencia de postes intraconductos de fibra de vidrio y sistemas adhesivos. Con referencia a lo anterior, con la nueva era de la odontología adhesiva el requisito de usar postes y muñones de fibra, con la introducción de coronas de cerámica sin metal con altas propiedades mecánicas es una técnica novedosa en clínica. Por las consideraciones anteriores, se ha vuelto práctico reconstruir dientes posteriores con daño coronal extremo con restauraciones de cerámica onlay, overlay y endocoronas, que adquieren retención y estabilidad por medio de la unión adhesiva, aliada con la superficie accesible dentro de la cámara pulpar.

De los anteriores planteamientos se deduce que, la respuesta mecánica del diente restaurado con endocorona de cerámica fue superior al diente restaurado con corona de cerámica retenida por postes de FRC ⁽¹⁷⁾.

Dientes Tratados Endodónticamente

A lo largo del tiempo la posibilidad de restaurar dientes tratados endodónticamente como una alternativa para mantener el órgano dentario dentro de la cavidad oral ha sido un reto complejo, controversial y con un pronóstico ambiguo por lo que es uno de los temas más estudiados y con gran evolución a lo largo de los años, teniendo varios factores que van a ser un determinante en el éxito del tratamiento, como son: calidad del sellado apical, cantidad de gutapercha remanente, des obturación temprana o tardía, capacidad de sellado de la restauración temporal, desinfección del conducto, la adecuada elaboración de la restauración definitiva, el correcto sellado marginal, la correcta cementación y por supuesto la elección correcta del material a colocar dentro de esta endodóntica (postes, núcleos), entre otras⁽¹⁸⁾.

Es importante iniciar recapitulando los sucesos al realizar un tratamiento endodóntico, uno de los primeros factores que afectan el diente es:

- **La pérdida de humedad**

La humedad de la dentina coronal es de aproximadamente del 13,2% ⁽¹⁹⁾ a medida que vamos de coronal hacia a pial esta humedad disminuye, esto es directamente proporcional a la cantidad de túbulos dentinarios que tenemos a lo largo de la estructura dental, es normal la perdida de humedad a lo largo de los años ya que dentro de estos túbulos dentinarios se va insertando dentina peritubular hasta en

muchos casos llegar a la obliteración de los mismos,⁽¹⁹⁾ algo similar sucede cuando realizamos un tratamiento endodóntico en el diente ya que deshidratamos la dentina al dejarla sin todo el paquete vasculonervioso que existe dentro del diente y a su vez colocamos materiales de obturación y sellado del mismo, produciendo así la deshidratación y un debilitamiento de este tejido.

- **Cambios estructurales**

En los tratamientos endodónticos se usa diverso instrumental rotatorio dentro de los conductos; lo que provoca una pérdida de la estructura dentinaria y esto hace que a su vez reduzca la rigidez del diente, hablamos de un 5 %, atribuido principalmente a la abertura de acceso para la realización del tratamiento endodóntico, mientras que los procedimientos de restauración provocaron una pérdida apreciable de rigidez del diente, la preparación de una cavidad MOD redujo la rigidez del diente rigidez del diente en más de un 60% de rigidez dental es así que podemos decir que la pérdida de estructura dental es directamente proporcional a la rigidez que obtendremos en el mismo diente al final del tratamiento⁽²⁰⁾.

- **Comportamiento biomecánico**

Después de un tratamiento endodóntico el diente puede deformarse en mayor medida bajo altas cargas, por lo tanto, ser más susceptible a la fractura, existe una relación directa entre la cantidad de estructura dental en la preparación de la cavidad y tratamiento endodóntico y las deformaciones bajo carga⁽¹⁹⁾.

- **Dureza de la dentina**

Dentro de los estudios revisados^(21,20,19) en los artículos se centraron en las propiedades físicas y mecánicas de la de la dentina, y los resultados variaron apreciablemente de un diente a otro diente Los aspectos significativos de la dentina son:

1. El módulo de elasticidad, definido como la pendiente de la curva tensión-deformación dentro del límite elástico
2. La resistencia a la tracción, definida como la tensión a partir de la cual la tensión deja de ser proporcional a la deformación o el límite por encima del cual la deformación se vuelve no lineal y no elástica
3. La resistencia a la compresión, el mayor esfuerzo que el material

- **Alteración del colágeno**

El colágeno dentro del diente tiene una estructura de bandas organizadas de una manera específica, cuando el diente pasa por un tratamiento de endodoncia esta estructura se altera lo que hace que su estructura pierda la rigidez y elasticidad característica de este tejido es decir que los cambios en enlaces cruzados de la malla colágena pueden contribuir a la llamada "fragilidad" de los dientes sin pulpa.

- **Consideraciones radiculares**

Otro factor de gran importancia para tener en cuenta tanto después del tratamiento endodóntico como al momento de proponer un tratamiento restaurativo son las características radiculares y circundantes, es decir:

1. Tamaño y forma de las/s raíces

2. Estado del ligamento periodontal

3. Estado del hueso

En base a estos parámetros el clínico puede o no tomar en consideración si realizara el tratamiento o que raíz que se usara para restauración (núcleos, postes)

- **Factores que afectan el pronóstico del tratamiento**

Un diente que ha pasado por un tratamiento endodóntico no puede ser tratado de la misma manera que un diente vital, los objetivos del tratamiento de un diente no vital debe basarse en varios factores: la oclusión, la función del paciente, la posición del diente, el estado periodontal, las necesidades protésicas, la economía la cantidad de estructura dental viable restante y la morfología de la raíz ⁽²²⁾.

Acabamos de ver cómo afecta el tratamiento endodóntico a la dentina pulpar y a todas sus estructuras ahora nos centraremos en los efectos mecánicos a consecuencia de este tratamiento y de su restauración, el factor más importante es la resistencia a las cargas masticatorias ^(23,24).

La corona del diente y el techo de la cámara pulpar desmineralizada son el verdadero factor que interviene en la reducción de la resistencia de los dientes tratados endodónticamente; ya que esto genera alteraciones biomecánicas y por ende un aumento de las fracturas verticales y corono-radiculares bajo los márgenes gingivales, en comparación con los dientes vitales. ⁽²³⁾

Además de todos estos factores un factor muy importante y parte del porqué de esta revisión de literatura es que pronóstico de los dientes tratados endodónticamente

depende de la de la elección de la técnica restauradora adecuada y de las tensiones masticatorias que se generen sobre ella. ⁽²³⁾

Por otro lado, tenemos estudios donde de revisiones sistemáticas donde podemos encontrar que: Los dientes tratados con endodoncia muestran una supervivencia estimada del 86%, 93% y 87% después de 2-3, 4-5 y 8-10 años donde también tenemos que tener en cuenta que los parámetros más importantes para el éxito del tratamiento endodóntico son⁽²⁴⁾:

La presencia o no de una lesión periapical, la extensión del relleno radicular en relación con el ápice radicular, el estado de la pulpa antes del tratamiento, la restauración coronal post-endodóntica, los contactos proximales, también va a influir el diente que sea tratado endodónticamente ya que los molares muestran tasas de supervivencia significativamente menores que otros dientes, la edad del paciente, el tipo de poste, la densidad del relleno radicular, el número de sesiones hasta la finalización del tratamiento endodóntico, la retención del diente, la elección de la restauración adecuada, la cantidad de estructura dental remanente, la posición anatómica, las fuerzas oclusales, los requisitos estéticos

Caries dental:

La caries dental es una enfermedad dinámica, no transmisible, multifactorial mediada por biopelículas, modulada por la dieta, que produce una pérdida neta de minerales de los tejidos dentales duros ⁽²⁵⁾. Está determinada por factores biológicos, conductuales, psicosociales y ambientales. Como consecuencia de este proceso, se desarrolla una

lesión de caries. El objetivo principal del diagnóstico clínico de caries es lograr el mejor resultado de salud para el paciente al seleccionar la mejor opción de manejo para cada tipo de lesión, informar al paciente y monitorear el curso clínico de la enfermedad. La caries activa implica inicio/progresión de caries; caries inactiva implica detención/regresión de caries⁽²⁵⁾. La desmineralización es la pérdida de mineral del diente, debido a los ácidos. En la caries dental, este proceso está mediado por biopelículas, mientras que, en la erosión, el ácido proviene de otras fuentes.

La remineralización es la ganancia neta de mineral en un tejido previamente desmineralizado. Cariogénico describe sustratos o microorganismos capaces de promover la caries dental. La carcinogenicidad es el potencial de sustratos o microorganismos para promover la caries dental. Cariostática describe sustancias o procedimientos capaces de detener la caries dental. El riesgo de caries es la probabilidad de que las lesiones de caries aparezcan o progresen si las condiciones permanecen iguales dentro de un período de tiempo determinado⁽²⁵⁾.

La lesión de caries es el signo clínico de la caries. Las lesiones de caries se pueden categorizar según su ubicación, anatómica en el diente superficie coronal o radicular/cemento, su gravedad: cavitada, y no cavitada, profundidad de penetración en el tejido esmalte, dentina, pulpa, y su estado de actividad: activo, inactivo. La detección de lesiones de caries es la identificación de los signos de caries dental. Las lesiones de caries se pueden detectar clínicamente en varios umbrales y etapas de detección: no cavitadas, microcavitadas y cavitadas. Las lesiones de caries también

se pueden detectar mediante herramientas de detección complementarias, como radiografías y métodos ópticos y eléctricos.

La caries primaria es una lesión de caries en la superficie dental previamente sana, la caries secundaria o caries recurrente es una lesión de caries que se desarrolla junto a una restauración. La caries residual es un tejido cariado desmineralizado que se deja en su lugar antes de colocar una restauración. La caries oculta es una lesión en la dentina que no se detecta en la inspección visual, pero se detecta radiográficamente o con otros dispositivos de detección.

A lo largo de los planteamientos hechos, la caries dental es una de las enfermedades infantiles prevenibles más comunes; las personas son susceptibles a la enfermedad a lo largo de su vida. Es la principal causa de dolor oral y pérdida de dientes. Se puede detener y potencialmente revertir en sus primeras etapas, pero a menudo no es auto limitante y, sin el cuidado adecuado, la caries puede progresar hasta destruir el diente. Por lo tanto, los médicos y otros profesionales de la salud deben estar familiarizados con la caries dental y sus causas⁽²⁶⁾.

Significa entonces que, la caries dental es la destrucción localizada de los tejidos duros dentales susceptibles por subproductos ácidos de la fermentación bacteriana de los carbohidratos de la dieta. Hechas las consideraciones anteriores, la caries dental es una enfermedad multifactorial que comienza con cambios microbiológicos dentro de la bio película compleja y se ve afectada por el flujo y la composición de la saliva, la exposición al flúor, el consumo de azúcares en la dieta y las conductas preventivas

(lavado de dientes). De los anteriores planteamientos se deduce que, la enfermedad es inicialmente reversible y puede detenerse en cualquier etapa, incluso cuando se destruye parte de la dentina o el esmalte (cavitación), siempre que se pueda eliminar suficiente bio película. La caries dental es una enfermedad crónica que progresa lentamente en la mayoría de las personas ⁽²⁶⁾.

Con referencia a lo anterior, los mecanismos del proceso de caries son similares para todos los tipos de caries. Endógeno bacterias principalmente (*Streptococcus mutans*, *Streptococcus sobrinus*) y *Lactobacillus* spp, en la biopelícula producen ácidos orgánicos débiles como subproducto del metabolismo de los carbohidratos fermentables. Cabe agregar que, este ácido hace que los valores de pH locales caigan por debajo de un valor crítico, lo que provoca la desmineralización de los tejidos dentales. Si se permite que continúe la difusión de calcio, fosfato y carbonato fuera del diente, eventualmente se producirá la cavitación. La desmineralización se puede revertir en sus primeras etapas mediante la absorción de calcio, fosfato y fluoruro. En efecto, el fluoruro actúa como catalizador de la difusión de calcio y fosfato en el diente, lo que remineraliza las estructuras cristalinas de la lesión.

En consecuencia, la caries es un problema de salud pública que puede ser manejado por los médicos y clínicos utilizando métodos de detección temprana y avanzada y brindar la asesoría sobre cómo prevenir y controlar la caries en los pacientes ⁽²⁶⁾.

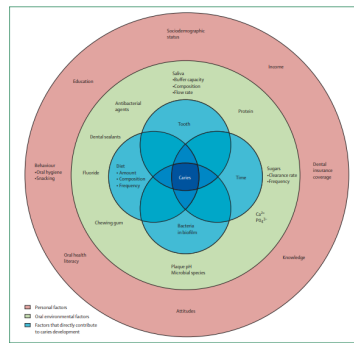


Figure 3 Illustration of the factors involved in caries development
Adapted from Ferguson and Mary, 1994 with permission of the authors and the publisher

Figura 4. Ilustración de los factores de riesgo de la caries

La disminución biomecánica afecta el pronóstico y rendimiento clínico del diente, la retención con una corona y colocación de un poste es aumentar la retención debilitando la estructura dental y aumentando el riesgo de fracturas irreversibles.

ENDOCORONAS

Las endocoronas se integra por el sistema del retenedor intrarradicular y la corona en un solo componente, representando así restauraciones monobloque. Las restauraciones de endocoronas se anclan a la parte interna de la cámara pulpar y en los márgenes de la cavidad, lo que da como resultado una retención tanto macro mecánica y micromecánica, proporcionada por las paredes de la cámara pulpar y la cementación adhesiva, respectivamente. Además, tienen la ventaja de mantener tejido sano en comparación con otras técnicas, y requieren mucho menos tiempo de tratamiento. Es evidente entonces que la carga oclusal y las tensiones masticatorias recibidas en la interfase diente/restauración se disipan más adecuadamente a lo largo de la estructura dental restaurada en sentido del eje axial del diente. La literatura disponible sugiere que las endocoronas pueden funcionar de manera similar o mejor

que los tratamientos convencionales que usan postes intrarradiculares, resina compuesta directa o restauraciones indirectas ⁽²⁷⁾.

Aunque la corona sostenida por retenedores intraradiculares sigue siendo un tratamiento en dientes tratados endodónticamente en odontología, al ser tan invasivas han sido ampliamente criticada. Nuevos materiales y opciones terapéuticas basados enteramente en la adhesión están disponibles hoy en día. Permiten realizar un tratamiento dental más conservador, más rápido y menos costoso.

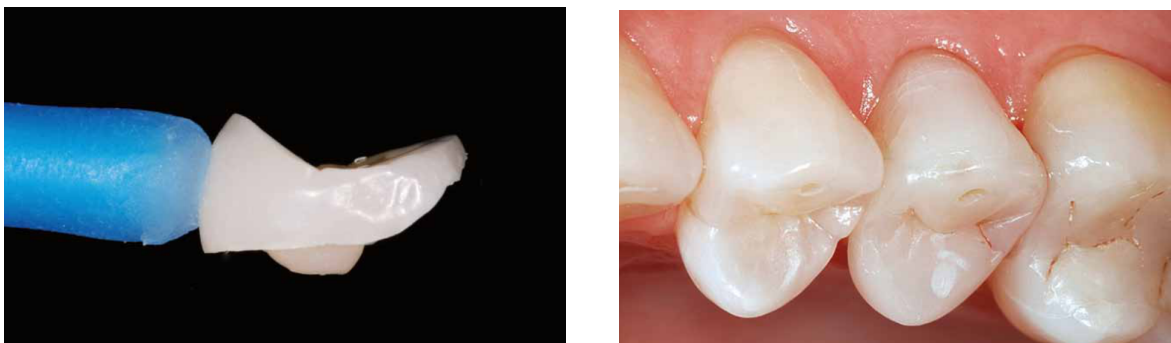


Figura 5. Endocorona en premolar

Por las consideraciones anteriores que anteceden los dientes tratados endodónticamente son más propensos a la fractura, una de las principales causas de la debilidad es la falta de sustancia dental tras el proceso patológico y el tratamiento endodóntico. Significa entonces que la disminución biomecánica interfiere en el pronóstico a largo plazo del diente. Por lo tanto, al considerar la restauración de dientes desvitalizados, los materiales dentales deben ser capaces

de reemplazar la pérdida de sustancia dentaria para garantizar propiedades mecánicas, funcionales, estéticas y de sellado coronal. Se observa claramente que la fabricación de una corona puede implicar muchos pasos técnicos como el alargamiento clínico de la corona, cementación de postes, y provisionales, lo que aumenta el tiempo y el costo del tratamiento ⁽²⁷⁾. Todas estas etapas intermedias también pueden favorecer a la filtración bacteriana y causar infección endodóntica.

Factores como la preparación de la cavidad, la ubicación del diente, así como la estética, son esenciales para establecer el propósito. La presencia de para funciones, la edad del diente y su pronóstico endodóntico y periodontal junto a los aspectos económicos son factores importantes, pero deben ser considerados clínica e individualmente. En la preparación dentaria se deben mantener los rebordes marginales para limitar la desviación y fractura de las cúspides. El riesgo de fractura de un diente tratado endodónticamente está relacionado con la cantidad de tejido perdido en la preparación de la cavidad ⁽²⁷⁾.



Figura 6. Retiro de la restauración desadaptada, cantidad y calidad del tejido remanente para la restauración final



Figura 7. Preparación y definición de la cavidad del molar a rehabilitar



Figura 8. Endocorona realizada en laboratorio



Figura 9. Vista final de molar rehabilitado con endocorona

En la presente revisión los autores refieren una tasa de éxito a los cinco años del sistema de endocorona reportado del 94 %, los dientes tratados endodónticamente presentan una tasa de supervivencia prevista del 87 % en un plazo de ocho a diez años ⁽²⁸⁾. Significa entonces que uno de los factores más importantes y determinantes para el éxito de la terapia endodóntica es la ausencia de una lesión periapical, otros parámetros descritos incluyen la cantidad de material radicular en asociación con la

corona, el estado de la pulpa antes de la terapia, la restauración coronal con los contactos proximales y la edad del paciente ⁽²⁹⁾.

Dadas las condiciones que anteceden la restauración del diente tratado endodónticamente con una corona se asocia con una mejor supervivencia del remanente dentario. Las tasas de éxito informadas para el tratamiento endodóntico convencional oscilan entre el 40 % y el 97 %, según los procedimientos clínicos. La preservación de la estructura dental sana se considera uno de los aspectos más importantes en el aumento de la tasa de supervivencia de los dientes tratados endodónticamente ⁽³⁰⁾.

Significa entonces que las complicaciones endodónticas y protésicas en dientes tratados endodónticamente restaurados con postes de fibra, coronas individuales o prótesis fijas con mayor frecuencia son: la descementación, pérdida de retención, los rebordes marginales con menor frecuencia junto con delaminación del material cerámico y fracturas. De los anteriores planteamientos se deduce que la función principal de los postes de fibra es la retención predecible de la restauración después de la pérdida de una gran cantidad de estructura dental asegurando el material de obturación al diente. Es bien sabido que la presencia de un poste y un muñón tiene la función de mejorar la retención de una restauración, pero no mejora la resistencia del componente radicular ⁽³¹⁾.

En los marcos de las observaciones anteriores la restauración ideal de dientes tratados endodónticamente ha sido discutida en los parámetros de la supervivencia clínica. La preservación de una estructura dental saludable es esencial para ayudar a la estabilización mecánica de la integridad de la restauración, aumentar la cantidad de superficies adecuadas para la adhesión y, por lo tanto, demostrar positivamente el éxito a largo plazo. Especialmente para la restauración de dientes tratados endodónticamente con daño extenso del componente remanente dentario, las endocoronas se han utilizado como una alternativa a las restauraciones convencionales, demostrando resultados estéticos y un buen rendimiento mecánico junto con un menor costo y tiempo clínico ⁽³⁰⁾. La razón principal de la reducción de la rigidez y la resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente es la pérdida de integridad estructural asociada con caries, traumatismos y preparaciones extensas, acompañado de la deshidratación y cambios físicos en la dentina. Sobre la base de las consideraciones anteriores la calidad y la integridad de la estructura dental remanente deben preservarse cuidadosamente para proporcionar la resistencia estructural de diente restaurado ⁽³¹⁾. La estructura dental remanente, a pesar del tratamiento endodóntico, debe presentar una mínima pérdida de fuerza en comparación con un diente vital manteniendo la cantidad máxima posible de tejido dentario, siempre que no haya grietas horizontales o verticales para evitar fracturas irreversibles que comprometan el tratamiento con endocoronas.

Las endocoronas estarían soportadas a la porción interna de la cámara pulpar y en los márgenes de la cavidad, de manera que la retención macro mecánica es proporcionada por las paredes pulpares y la retención micromecánica se produce con

el proceso de cementación adhesiva. Además, las endocoronas también son una alternativa en dientes con coronas clínicas cortas o dilaceradas, conductos radiculares calcificados curvos o cortos que imposibilitan la aplicación ⁽³²⁾.

1.6 OBJETIVOS GENERAL Y ESPECÍFICO

Objetivo General

- Determinar la resistencia a la fractura de tres materiales libres de metal para la elaboración de endocoronas en molares.

Objetivos Específicos

- Comparar la resistencia compresiva de tres materiales libres de metal para la elaboración de endocoronas en molares.
- Determinar cuál de los materiales estudiados tiene la mayor resistencia a la fractura después de ser sometidos a una fuerza compresiva en una máquina de prueba universal.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

- Estudio invitro experimental

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

- Resistencia a la fractura de tres materiales libres de metal.

2.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

- Disilicato de Litio - Amber Mill®

- PMMA
- Resina impresa 3D

2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

- Newtons

2.5 MUESTRA

Endocoronas, 18 especímenes por grupo los cuales se determinaron, por medio del software real statistics con un con un efecto de error Eta-sq de 0,4, una potencia de 80%, una confianza del 90% dándonos como resultado una muestra de 18 especímenes por grupo es decir 54 endocoronas.

2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.6.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Grupo A: 18 Endocoronas en Disilicato de Litio AMBER MILL[®]
- Grupo B: 18 Endocoronas en PMMA
- Grupo C: 18 Endocoronas en RESINA IMPRESA 3D

2.6.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Especímenes defectuosos que se dan como resultado de la producción de estos, y no cuenten con las indicaciones de cada espécimen ya sea de forma tamaño o diseño.

2.6.3 VARIABLES

- Dependientes – Resistencia a la fractura

- Independientes – Tipos de materiales

2.7 PROCEDIMIENTO

El presente estudio fue de tipo experimental *in-vitro*, de la línea de investigación biomateriales y procesos de laboratorio dental, realizado en el laboratorio de la Fundación Universitaria CIEO-UniCIEO, previa revisión y aprobación del Comité de Ética de la Fundación Universitaria CIEO-UniCIEO y la Institución universitaria colegios de Colombia UNICOC. Como muestra inicial se obtuvo un diente molar superior humano. Un operador realizó la preparación de dicha muestra con pieza de alta velocidad e irrigación con fresa troncocónica punta plana diámetro 0,16 grano verde referencia 847FG de la casa comercial Jota Switzerland. La preparación se realizó en 360 grados supragingival de 1 a 1.2mm de espesor con una profundidad de 3 a 5 mm desde el tejido remanente hasta el piso de la cámara pulpar y una retención central en la cámara pulpar con una profundidad de 1 a 4 mm desde la unión amelo cementaria hasta el piso de la cámara pulpar. (*figura 8*).



Figura 10. Preparación diente molar muestra.

Una vez la muestra cumplió con los estándares de preparación adecuados se procedió a escanear el molar superior preparado con el scanner InEos X5 de

Sirona® y se creó un archivo STL el cual fue enviado al Laboratorio Dental Marmolina S.A.S, donde se imprimieron 54 copias exactas en resina fotopolimerizables (Formlabs Flexible®, Formlabs Estados Unidos) utilizando la impresora 3D (Formlabs® 2 SLA, Formlabs, Estados Unidos) con el objetivo de disminuir el sesgo y homogenizar la duplicación de cada espécimen y acorde a los resultados del trabajo de investigación de Forero et al. (25) quienes concluyeron que la impresión en dicho material tiene una exactitud semejante a la muestra inicial. (figura 9).

De esta manera, todas las muestras cumplieron con las mismas características en lo que concierne: tamaño, forma, dimensiones meso-distal y vestibulo-lingual a partir de la unión amelocementaria.

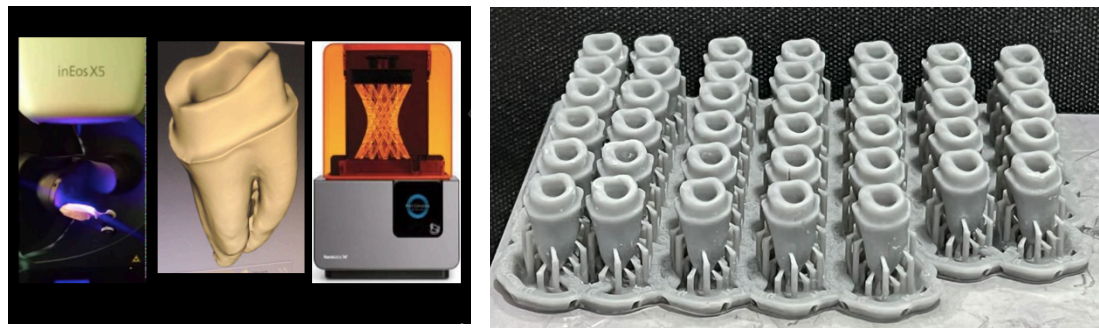


Figura 11. Duplicación de la muestra con impresión 3D

Con el archivo STL se realizó el diseño de las endocoronas en el software InLab CAD 18 de Denstply Sirona® y se fresaron en la fresadora Inlab MCXL de Sirona®, 18 bloques en Amber Mill®, 18 bloques en PMMA, y se imprimieron 18 resinas 3D. (figura 10).

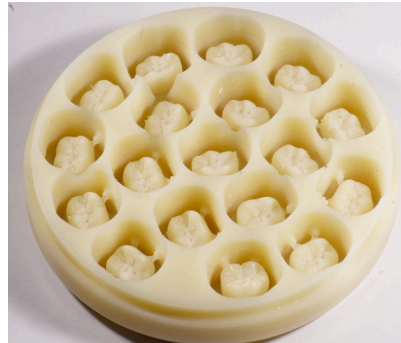
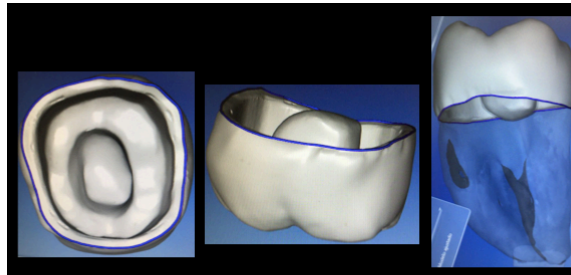


Figura 12. Diseño, fresado e impresión de las endocoronas

Una vez se obtuvieron los 54 duplicados, cada raíz fue cubierta hasta 2mm por debajo de la unión amelocementaria con cera previamente calibrada a 0,3mm (Glattes Gubwachs®, BEGO, Alemania). (figura 11).

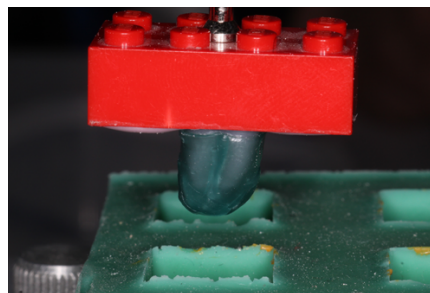


Figura 13. Cera simuladora de Ligamento

Cada diente fue llevado con una guía sobre el paralelometro, para tener el mismo

eje de inserción a un cubo de 1,5 x 1,5 cms. Posteriormente se realizó el vaciado en acrílico transparente autopolimerizable (Veracyl®, New Estetic, Colombia) a nivel de la cera, 1mm por debajo de la unión amelocementaria.

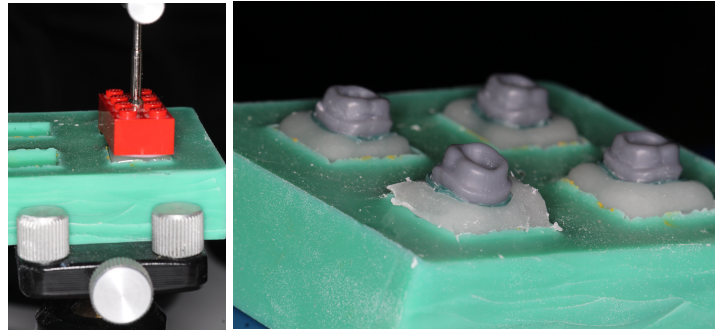


Figura 14. Colocación de acrílico transparente y posicionamiento en cubos de lego

Después del tiempo de polimerización del acrílico se retiraron los dientes de su respectiva base, se removieron excesos de cera con vapor caliente a presión.



Figura 15. Retiro de cera con vapor caliente

Al espacio obtenido en el cubo, se le aplicó silicona de adición (Zhermack, Elite HD+). El mismo diente se llevó de nuevo al cubo y luego del tiempo recomendado

por el fabricante, se retiraron excesos de silicona con bisturí. Cada muestra se marcó con los nombres Disilicato, PMMA, y Resina.

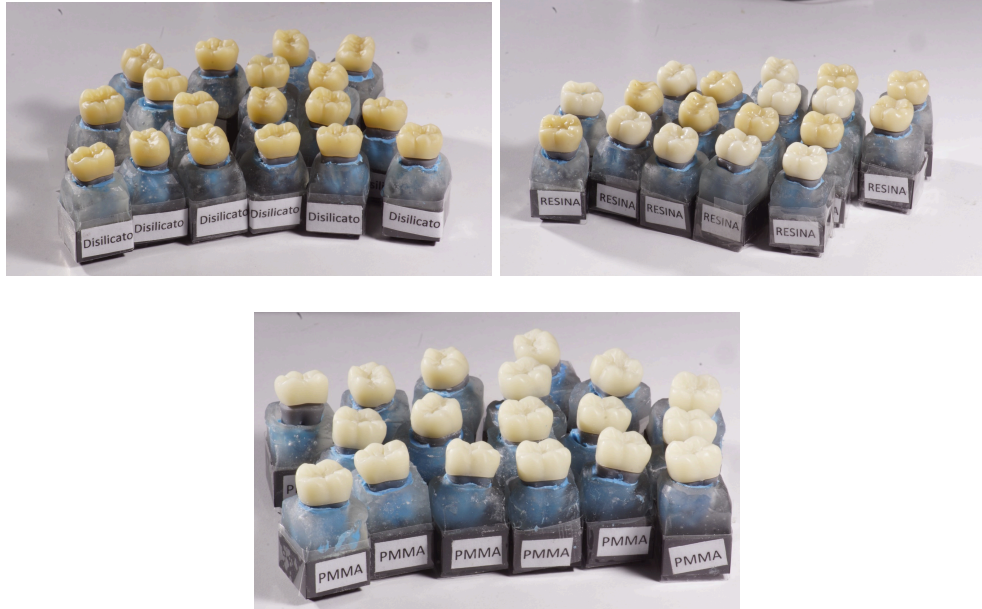


Figura 16. Identificación de las Muestras

Se realizó el acondicionamiento de las endocoronas siguiendo las instrucciones de las casas fabricantes. Después se cementaron con cemento resinoso autoadhesivo (BISEM) siguiendo las indicaciones del fabricante, durante la etapa de auto polimerización de 2 a 3 minutos se retiraron los excesos. Se utilizó el dispositivo de carga constante diseñado por Troncoso et al. en el 2005 para ejercer una fuerza de 5 kg sobre cada endocoronas por 6 minutos, tiempo que confirma la completa polimerización.



Figura 17. Cementación de las Muestras

La prueba de resistencia a la fractura se realizó en el dispositivo universal de pruebas INSTRON[®] 3386, en el laboratorio de la Fundación Universitaria CIEO-UNICIEO en Bogotá, utilizando una punta cilíndrica de extremo redondeado con diámetro de 2.5mm ubicado sobre la fosa funcional a manera de trípode con una velocidad constante de 0.5mm/min ejerciendo una carga en sentido vertical hasta conseguir la fractura de cada *endocorona*. Cada valor fue registrado en el instrumento de recolección de la información. (figura 16)



Figura 18. Prueba de resistencia a la fractura

Se realizó un análisis exploratorio que consideró medidas resumen (media, varianza, desviación estándar, coeficiente de variación, análisis gráfico). Validación de supuesto (normalidad, homogeneidad de varianza y linealidad). Por tratarse de una evaluación de resistencia para determinar cuál era el material más resistente a la fractura se llevó a cabo un análisis de varianza ANOVA a una vía de clasificación. Pruebas de comparación planeada. (Tipo Tukey, Q Test).

2.8 ASPECTOS ÉTICOS

No aplica por ser estudio In-Vitro

2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para la investigación se aplicó el siguiente plan de análisis: Análisis probatorio de datos para describir promedios, medianas, error estándar, máximo, mínimo, rango intercuartílico prueba de normalidad de shapiro wilk para determinar si los datos presentan distribución normal y la prueba respectiva comparo los grupos.

Se utilizo la prueba de shapiro wilk para determinar si las variables continuas presentaban distribución normal o no normal. Como los datos reportaron distribución normal shapiro wilk $p > 0.05$ se aplicó una prueba anova, la cual consiste en una fórmula estadística que se utiliza para comparar las varianzas entre las medias (o el promedio) de diferentes grupos. Una variedad de contextos lo utilizan para determinar si existe alguna diferencia entre las medias de los diferentes grupos, al aplicar anova se encontró que hay diferencia significativa en la resistencia a la fractura en los tres grupos, dado que hubo diferencia significativa entre los tres grupos se aplicó una prueba post-hoc de tukey la cual consiste en crear intervalos

de confianza para todas las diferencias en parejas entre las medias de los niveles de los factores, mostrando que la diferencia de resistencia a la fractura entre el Disilicato de litio y el PMMA se presentó una diferencia de 267 N con un valor de $p:0.01$.

3. RESULTADOS.

Todos los datos fueron recolectados en tablas de Excel, registrando el valor de resistencia a la fractura de cada material para las 18 muestras de cada grupo.

	Máximo Carga [N]		Máximo Carga [N]		Máximo Carga [N]
1	1801,66541	1	1766,47107	1	1287,44482
2	2073,02344	2	1190,83936	2	1442,21423
3	2185,38159	3	1300,19714	3	1729,62292
4	1825,86108	4	1276,61401	4	1784,25330
5	1488,04797	5	1595,59143	5	1653,04919
6	1211,90674	6	1031,96802	6	1364,97925
7	1184,19556	7	1430,64490	7	1508,82751
8	1573,10913	8	1665,03381	8	1252,57617
9	1627,59558	9	1658,82239	9	1504,28040
10	2024,15796	10	1471,07739	10	1429,43481
11	1831,19421	11	1426,03320	11	1421,81580
12	1975,72888	12	1674,74927	12	1048,72388
13	2079,57495	13	1911,26416	13	1073,12378
14	1399,67432	14	1079,62109	14	1276,55505
15	1137,02026	15	1877,87537	15	1363,92041
16	1586,28748	16	1778,76611	16	1531,63550
17	1546,15442	17	1421,50366	17	1573,40466
18	1778,91101	18	1708,20996	18	1267,42969
Media	1684,97167	Media	1514,73791	Media	1417,40508
Mediana	1703,25330	Mediana	1533,33441	Mediana	1425,62531
Máximo	2185,38159	Máximo	1911,26416	Máximo	1784,25330
Mínimo	1137,02026	Mínimo	1031,96802	Mínimo	1048,72388
Desviación estándar	321,73897	Desviación estándar	264,65042	Desviación estándar	201,18902
Coefficiente de variación	19,09462	Coefficiente de variación	17,47170	Coefficiente de variación	14,19418

Tabla 1. Disilicato

Tabla 2. Resina

Tabla 3. PMMA

El mayor valor promedio de la resistencia a la fractura fue obtenido por Disilicato de litio AMBER MILL® con una medida de 1703,25N, una resistencia mínima de 1137,02N y máxima de 2185,38N. Seguido por la resina impresa 3D – Dental Resin Permanent, con una media de 1533,33 N, una resistencia mínima de 1031,97N y máxima de 1911,26N. Y por último el PMMA con una media de 1425,63N, una resistencia mínima de 1048,72N, y máxima de 1784,25N.

	n	Mean (N)	Error Estándar	Media	Máximo	Mínimo	IQR	Valor SW	ANOVA: Factor Individual
DISILICATO	18	1684,97	75,83	1703,25	2185,38	1137,02	437,02	0,529	0,0142
PMMA	18	1417,41	47,42	1425,63	1784,25	1048,72	246,66	0,997	
RESINA	18	1514,74	62,38	1533,33	1911,26	1031,97	369,32	0,531	

Tabla 4. Resultados mínimo, máximo y promedio de resistencia a la fractura.

Al aplicar la prueba post-hoc Turkey comparando los materiales de dos en dos, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,011$), entre Disilicato de Litio y PMMA con promedio de 267,57 N. Al comparar Disilicato de Litio con resina impresa 3D, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,146$), al igual que al comparar PMMA con resina impresa 3D ($p=0,523$). Ver tabla 2.

Grupo 1	Grupo 2	Media	Valor p
DISILICATO	PMMA	267,57	0,011
DISILICATO	RESINA	170,23	0,146
PMMA	RESINA	97,33	0,523

Tabla 5. Prueba Post-Hoc Turkey

Gráficamente en este box plot se puede observar que únicamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el Disilicato de Litio y PMMA.

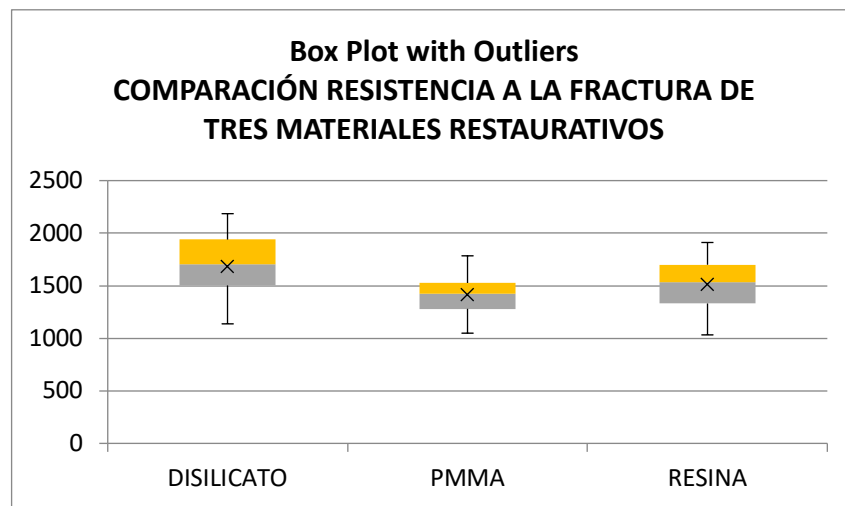


Figura 19. Estudio de box plot de material vs. Resistencia.

4. DISCUSIÓN

El presente estudio experimental *in-vitro* tenía como objetivo determinar la resistencia a la fractura de tres materiales libres de metal (Disilicato de litio, PMMA y Resina impresa 3D), para la elaboración de endocoronas en molares, mediante un dispositivo universal de pruebas Instron® 3386, utilizando un mismo protocolo de cementación; con el fin de determinar el material más indicado para la elaboración de este tipo de restauraciones.

Esta investigación logró determinar que la resistencia compresiva del Disilicato de Litio se encuentra en un rango de 1137,02 N y 2185,38 N. Esto concuerda con los resultados de Beji Vijayakumar J et al, en el 2021, en el que realizan una comparación de materiales sometiéndolos también a pruebas de fractura, encontrando una resistencia de 2065 N⁽³³⁾; Al igual que Doaa Taha et al; en el 2018,

en su evaluación de adaptación marginal y resistencia a la fractura de endocoronas determinaron que el Disilicato de litio presentó una resistencia compresiva de: 1478.9 N⁽³⁴⁾, teniendo en cuenta que dicho estudio fue sometido a envejecimiento termomecánico el cual produjo un aumento estadísticamente significativo de los valores del espacio marginal. Los ciclos de carga térmica y mecánica podrían producir tensiones significativas en la interfase de las restauraciones causando el fallo de la interfase del cemento ⁽³⁴⁾. La aplicación repetida de las fuerzas de masticación y las diferencias de expansión térmica entre el cemento y el diente o la restauración pueden contribuir al deterioro de la adaptación marginal, siendo este otro factor predisponente en el momento de la fractura, sin embargo, a pesar de haber agregado otros factores a las muestras los valores de resistencia a la fractura se siguen encontrando en los mismos rangos mencionados ⁽³⁴⁾.

Valentyn Skalskyi et al; en el 2018, en otro estudio invitro analizaron las características de la resistencia a la fractura del Disilicato de litio: 2726 N⁽³⁵⁾, dándonos a conocer también que la restauración de tipo endocorona es un sistema mecánico complejo. El inicio de la fractura en esta restauración depende de muchos factores físicos, en particular la variación en la geometría de los dientes bajo carga, su estado biológico, y otras características fisiológicas predisponentes ⁽³⁵⁾. Wiam El Ghouli et al; en el 2019, indicaron la resistencia a la fractura y modos de falla en su investigación encontraron que el Disilicato de litio presentó una fuerza compresiva de 2914 N ⁽³⁶⁾, indicando que la endocorona tiene una naturaleza monobloque que puede producir menos presiones internas que la corona completa retenida por perno

y muñón, que tiene un gran número de interfaces adhesivas entre distintos materiales (corona cerámica, núcleo o perno, tejido dental ⁽³⁶⁾). También puede explicarse por el diferente grosor oclusal entre las endocoronas y las coronas convencionales. Además, la preparación de la endocorona permite conservar el esmalte periférico, que es un éxito clave en la fuerte adhesión que conduce a una mejor distribución de la carga y a una alta resistencia a la fractura ⁽³⁶⁾.

En cuanto a la resina impresa en 3D la cual arrojó unos valores de resistencia a la fractura entre 1031,97N y 1911,26N, y se presenta como una buena alternativa de material definitivo en este tipo de restauraciones, no existen investigaciones que analicen la resistencia a la fractura de este tipo de material fabricado en una impresora 3D como se realizó en la presente investigación, pero en contraste, existe evidencia que compara este material en bloques o en discos. Doaa Taha et al en el 2018, realizó su estudio con una resina nano cerámica en bloque en el cual reportó una resistencia a la fractura de 1508,05 N ⁽³³⁾. Valentyn Skalskyi et al; en el 2018 evidenciaron una resistencia a la fractura de resina nano hibrida de 1533N ⁽³⁴⁾; así como el estudio de Wiam El Ghoul et al, 2019, indicó que, la resistencia a la fractura de la resina fue de 1347 N⁽³⁶⁾; por último el artículo de Mertsöz B en el 2023, en su estudio de resinas nano cerámicas híbridas, dando como resultado una resistencia a la fractura de estas de 1051 N⁽³⁷⁾. Por tal motivo, la evidencia muestra que los valores de la resistencia a la fractura de este tipo de materiales se encuentran entre el mismo rango de este estudio *In Vitro*, convirtiéndose en materiales accequibles

que pueden utilizarse en las restauraciones de molares con tratamiento endodóntico.

Para dar respuesta al tercer objetivo de este estudio el cual fue determinar cuál de los materiales estudiados tiene la mayor resistencia a la fractura después de ser sometidos a una fuerza compresiva en una máquina de prueba universal, el Disilicato de litio mostró la mayor resistencia a la fractura (1684,97N), concordando con la evidencia encontrada en los estudios de Gresnit et al; (1892 N) ⁽³⁸⁾, Doaa Taha en el 2018 (1478 N) ⁽³⁴⁾ y Wiam El Ghoul et al; 2019 (2914 N) ^(35,36).

Finalmente, los resultados del presente estudio permitieron establecer que los diferentes protocolos de manejo utilizados en la evidencia científica con relación a la restauración de dientes tratados endodónticamente con endocoronas de Disilicato de Litio no afecta la resistencia a la fractura de éstas restauraciones.

5. CONCLUSIONES.

Dentro de la variedad de materiales existentes para la rehabilitación de molares con endocoronas, esta investigación encontró que, el Disilicato de litio AMBER MILL[®], puede ser recomendado como el material idóneo para este tipo de restauraciones, debido a que presentó la mayor resistencia a la fractura.

Adicionalmente, se pudo determinar que, la resina impresa 3D puede ser usada también como material definitivo para estas endocoronas. Sin embargo, es necesario que se realicen estudios de tipo prospectivo que puedan soportar los resultados y determinar la efectividad de estos materiales a largo plazo

6. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar más estudios invitro teniendo en cuenta como variable el cemento, para así mismo lograr más precisión en el momento de la realización de las endocoronas y como estos influyen en cada material.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Papalexopoulos D, Kalliopi S, Sarafianou A, A Thorough Analysis of the Endocrown Restoration: A Literature Review. The journal of contemporary dental practice 2021; 22:422-6
2. Sevimli G, Cengiz S, Oruc MS. Endocrowns: review. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry 2015; 49:57–63

3. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 2016; 52:8–14
4. Thomas RM, Kelly A, Tagiyeva N, Kanagasingam S. Comparing endocrown restorations on permanent molars and premolars: a systematic review and meta-analysis. *British dental journal* 2020
5. Lin J, Lin Z, Zheng Z. Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: a finite element analysis study. *BMC oral health* 2020; 20:226
6. Bindl A, Mormann W, Clinical Evaluation of Adhesively Placed Cerec Endo-Crowns after 2 Years - Preliminary Results, *Journal of adhesive dentistry* 1999
7. Beji Vijayakumar J, Varadan P, Balaji L, Rajan M, Kalaiselvam R, Saeralaathan S, et al. Fracture resistance of resin based and lithium disilicate endocrowns. Which is better? - A systematic review of in-vitro studies. *Biomaterial investigations in dentistry* 2021; 8(1):104–11
8. Fernando Zarone, Marco Ferrari, Francesco Guido Mangano, Renato Leone, Roberto Sorrentino. “Digitally Oriented Materials”: Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International Journal of Dentistry*. 2016
9. Fernando Zarone, Maria Irene Di Mauro, Pietro Ausiello, Gennaro Ruggiero, Roberto Sorrentino. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019

- 10.** Carl F. Driscoll, Martin A. Freilich, Albert D. Guckes, Kent L. Knoernschild and Thomas J. McGarry Glossary of prosthodontic terms 9th edition
- 11.** Ferracane JL. Resin composite—State of the art. Dental Materials ; volume 27, issue 1, page 29-38 ; ISSN 0109-5641 . 2011
- 12.** Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Australian Dental Journal . 2011
- 13.** Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. 2010
- 14.** Muhammad Sohail Zafar. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. Polymers.2020
- 15.** Teixeira ECN, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. The Journal of the American Dental Association. 2006
- 16.** Martins MD, Junqueira RB, de Carvalho RF, Lacerda MFLS, Faé DS, Lemos CAA. Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. Journal of Dentistry . 2021
- 17.** Helal MA, Wang Z. Biomechanical Assessment of Restored Mandibular Molar by Endocrown in Comparison to a Glass Fiber Post-Retained Conventional Crown: 3D Finite Element Analysis. Journal of prosthodontics. 2019
- 18.** Vallejo Labrada M, Maya Cerón CX. Influencia de la calidad de restauración coronal en el pronóstico de dientes tratados endodónticamente. Rev Cubana Estomatol. 2015;52(1):47–62.

- 19.** Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458–67.
- 20.** Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512–6.
- 21.** KISHEN A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Top.* 2006;13(1):57–83.
- 22.** Schwartz RS RJ. Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth. *J Endod.* 2004;30(5):289–301.
- 23.** Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1972;28(4):405–11.
- 24.** Beg RT, Parker MW, Judkins JT, Pelleu GB. Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):768–72.
- 25.** Wang X, Bernabe E, Pitts N, Zheng S, Gallagher JE. Dental caries thresholds among adolescents in England, Wales, and Northern Ireland, 2013 at 12, and 15 years: implications for epidemiology and clinical care. *BMC Oral Health* 2021
- 26.** Machiulskiene V, Campus G, Carvalho JC, Dige I, Ekstrand KR, Jablonski-Momeni A, et al. Terminology of Dental Caries and Dental Caries Management: Consensus Report of a Workshop Organized by ORCA and Cariology Research Group of IADR. *Caries Research.* 2020
- 27.** Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry .* 2016

- 28.** Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *European Journal Of Esthetic Dentistry*. 2013
- 29.** Amirhossein Fathi, Behnaz Ebadian, Sara Nasrollahi Dezaki, Nahal Mardasi, Ramin Mosharraf, Sabire Isler, et al. An Umbrella Review of Systematic Reviews and Meta-Analyses Evaluating the Success Rate of Prosthetic Restorations on Endodontically Treated Teeth. *International Journal of Dentistry*. 2022
- 30.** Stavropoulou AF, Koidis PT. A systematic review of single crowns on endodontically treated teeth. *Journal of Dentistry*. 2007
- 31.** Sorrentino R, Di Mauro MI, Ferrari M, Leone R, Zarone F. Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses—a systematic review. *Clinical Oral Investigations*. 2016
- 32.** Gaye SEVİMLİ, Seda CENGİZ, M. Selçuk ORUÇ. Endocrowns: Review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2015
- 33.** Beji Vijayakumar J, Varadan P, Balaji L, Rajan M, Kalaiselvam R, Saeralathan S, et al. Fracture resistance of resin based and lithium disilicate endocrowns. Which is better? - A systematic review of in-vitro studies. *Biomaterial investigations in dentistry* 2021; 8(1):104–11
- 34.** 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. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* 2018;30(4):319–28

35. Skalskyi V, Makeev V, Stankevych O, Pavlychko R. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis. Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials 2018 Mar ;34(3):46–55

36. El Ghouli W, Özcan M, Silwadi M, Salameh Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry 2019;31(4):378–87

37. Mertsöz B, Ongun S, Ulusoy M. In-Vitro Investigation of Marginal Adaptation and Fracture Resistance of Resin Matrix Ceramic Endo-Crown Restorations. Materials 2023;16(5)

38. Gresnigt MMM, Özcan M, van den Houten MLA, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials 2016;32(5):607

ANEXOS

Tabla 1. Disilicato

	Máximo Carga [N]
1	1801,66541
2	2073,02344
3	2185,38159
4	1825,86108
5	1488,04797
6	1211,90674
7	1184,19556
8	1573,10913
9	1627,59558
10	2024,15796
11	1831,19421
12	1975,72888
13	2079,57495
14	1399,67432
15	1137,02026
16	1586,28748
17	1546,15442
18	1778,91101
Media	1684,97167
Mediana	1703,25330
Máximo	2185,38159
Mínimo	1137,02026
Desviación estándar	321,73897
Coficiente de variación	19,09462

Tabla 2. Resina

	Máximo Carga [N]
1	1766,47107
2	1190,83936
3	1300,19714
4	1276,61401
5	1595,59143
6	1031,96802
7	1430,64490
8	1665,03381
9	1658,82239
10	1471,07739
11	1426,03320
12	1674,74927
13	1911,26416
14	1079,62109
15	1877,87537
16	1778,76611
17	1421,50366
18	1708,20996
Media	1514,73791
Mediana	1533,33441
Máximo	1911,26416
Mínimo	1031,96802
Desviación estándar	264,65042
Coficiente de variación	17,47170

Tabla 3. PMMA

	Máximo Carga [N]
1	1287,44482
2	1442,21423
3	1729,62292
4	1784,25330
5	1653,04919
6	1364,97925
7	1508,82751
8	1252,57617
9	1504,28040
10	1429,43481
11	1421,81580
12	1048,72388
13	1073,12378
14	1276,55505
15	1363,92041
16	1531,63550
17	1573,40466
18	1267,42969
Media	1417,40508
Mediana	1425,62531
Máximo	1784,25330
Mínimo	1048,72388
Desviación estándar	201,18902
Coficiente de variación	14,19418

Table 4. Resultados mínimo, máximo y promedio de resistencia a la fractura

	n	Valor (N)	Error Estándar	Media	Máximo	Mínimo	IQR	Valor <i>p</i>	ANOVA:
DISILICATO	18	1684,97	75,83	1703,25	2185,38	1137,02	437,02	0,529	0,0142
PMMA	18	1417,41	47,42	1425,63	1784,25	1048,72	246,66	0,997	
RESINA	18	1514,74	62,38	1533,33	1911,26	1031,97	369,32	0,531	

Tabla 5. Prueba Post-Hoc Turkey

Grupo 1	Grupo 2	Media	Valor p
DISILICATO	PMMA	267,57	0,011
DISILICATO	RESINA	170,23	0,146
PMMA	RESINA	97,33	0,523

tabla 1Disilicato de litio y zirconia: pros y contras	
disilicato de litio	
ventajas	Contras
• excelente óptica • características y buenas propiedades mecánicas • versatilidad clínica • biocompatibilidad • abrasividad favorable • precisión marginal y ajuste interno • alta fuerza de adhesión al sustrato • monolítico y en capas	• revestimiento de glaseado y revestimiento cerámico de fluorapatita aumentar el desgaste • crítico para ajustar intraoralmente • astillado de la cerámica de recubrimiento

Figura 1. Pros y contras Disilicato de Litio y Zirconio



Figura 2. Procedimiento realización de restauración adhesiva

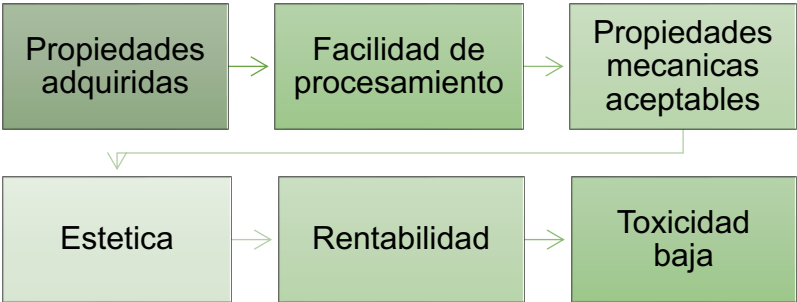


Figura 3. Propiedades del PMMA

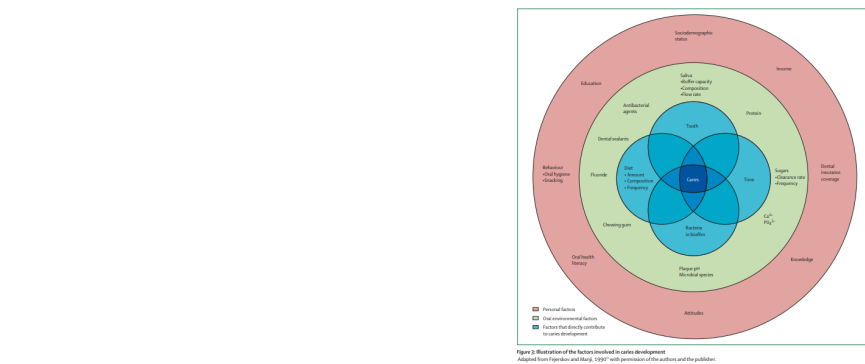


Figura 4. Ilustración de los factores de riesgo de la caries

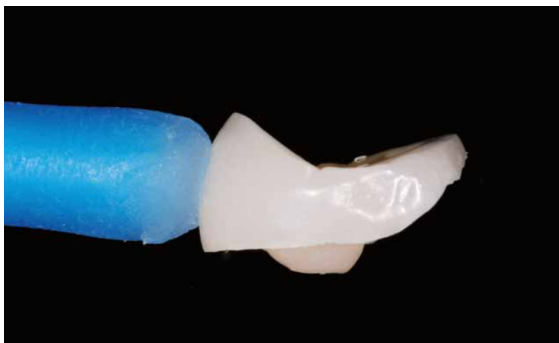


Figura 5. Endocorona en premolar



Figura 6. Retiro de la restauración desadaptada, cantidad y calidad del tejido remanente para la restauración final



Figura 7. Preparación y definición de la cavidad del molar a rehabilitar



Figura 8. Endocorona realizada en laboratorio



Figura 9. Vista final de molar rehabilitado con endocorona



Figura 10. Preparación diente molar muestra.

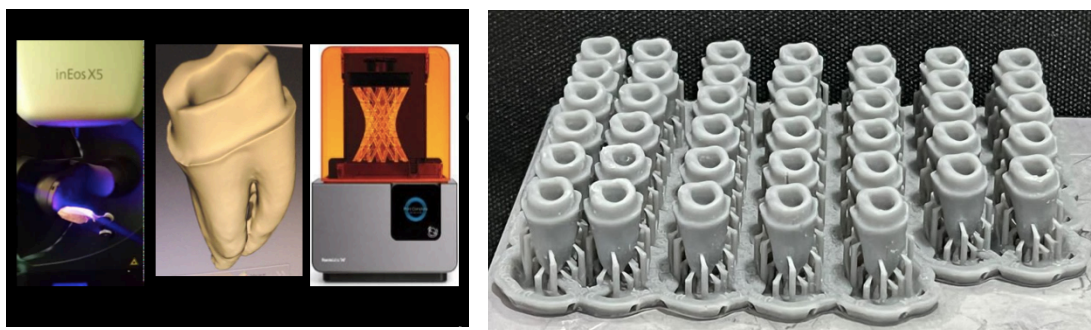


Figura11. Duplicación de la muestra con impresión 3D



Figura 12. Diseño, fresado e impresión de las endocoronas

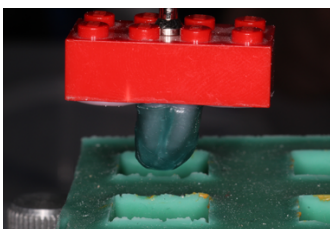
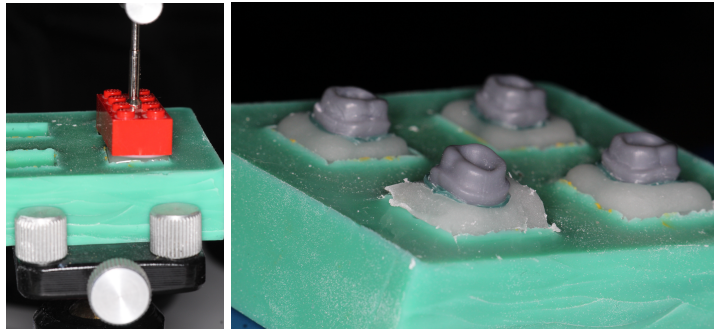


Figura 13. Cera simuladora de Ligamento



***Figura 14. Colocación deacrílico transparente y
posicionamiento en cubos de lego***



Figura 15. Retiro de cera con vapor caliente

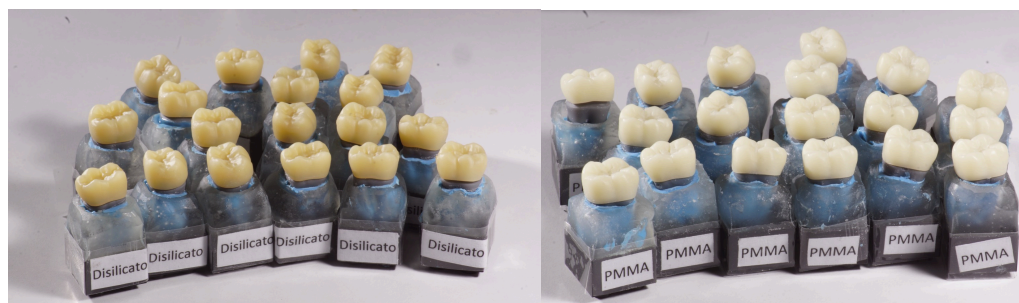




Figura 16. Identificación de las Muestras

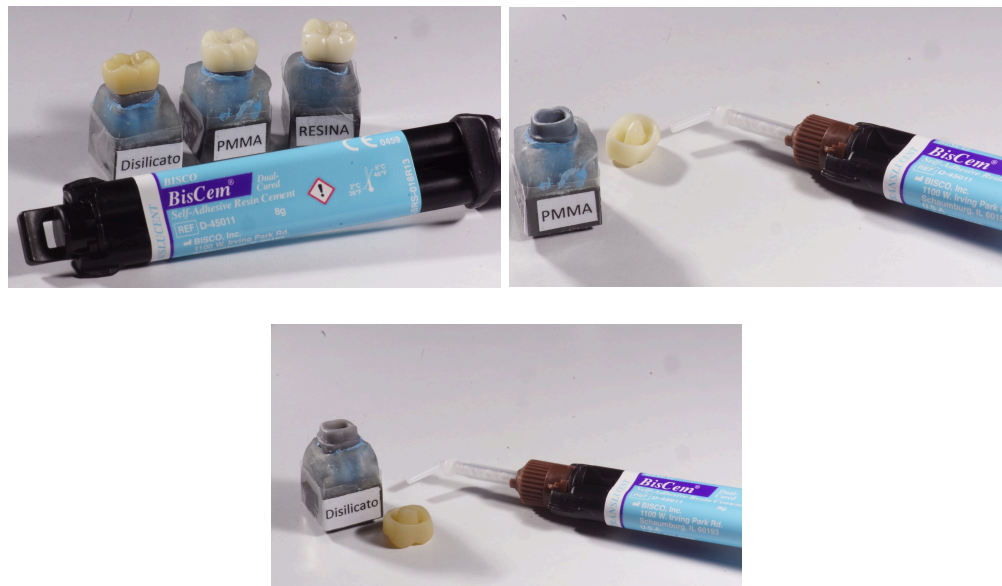


Figura 17. Cementación de las Muestras

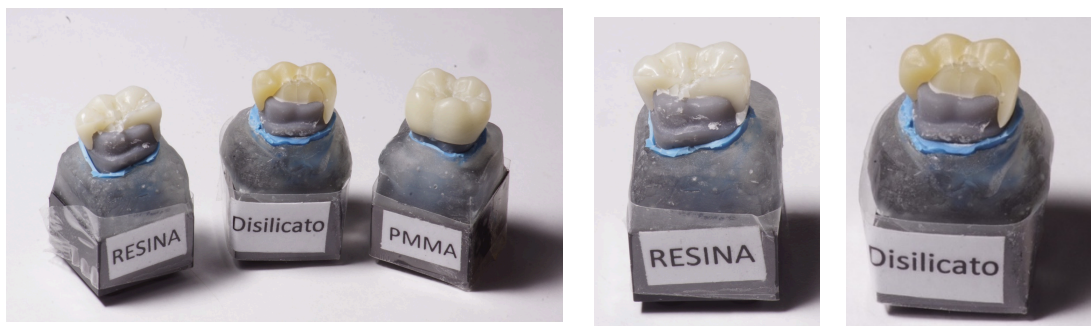


Figura 18. Prueba de resistencia a la fractura

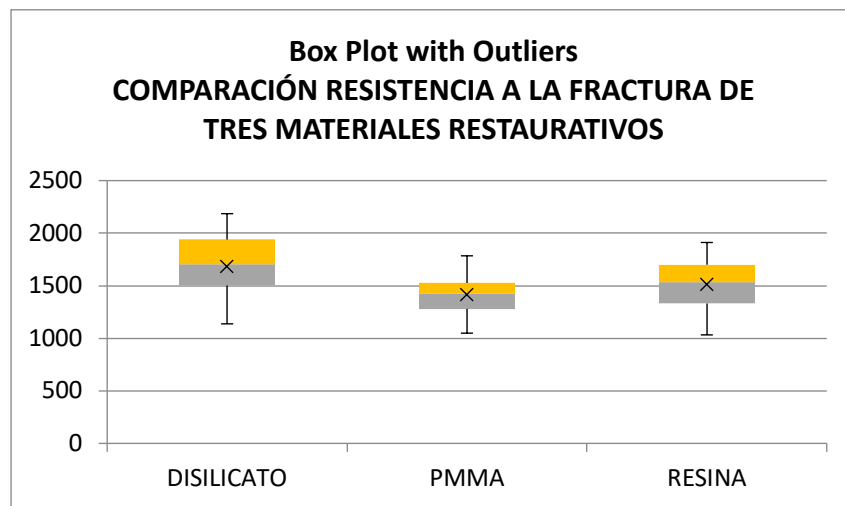


Figura 19. Estudio de box plot de material vs. Resistencia.