



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD LEÓN

TÍTULO:
EVALUACIÓN FÍSICO-MECÁNICA DE TRES
MATERIALES DE RESTAURACIÓN COMO PROPUESTA
PARA LA ELABORACIÓN DE CORONAS CAD-CAM DE
APLICACIÓN PEDIÁTRICA.

FORMA DE TITULACIÓN: TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA

P R E S E N T A:

LUIS JUAN SALVADOR LÓPEZ SANDOVAL.



TUTOR: MTRO. ROGELIO DANOVAN VENEGAS LANCÓN.
ASESOR: MTRO. SALVADOR LÓPEZ MORALES

LEÓN, GUANAJUATO 2021.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A la **Universidad Nacional Autónoma de México** por permitirme forma parte de ella y ofrecerme lo mejor para mi carrera universitaria.

A la **Escuela Nacional de Estudios Superiores Unidad León** por brindarme la oportunidad de tener las mejores instalaciones y docentes para poder prepararme como odontólogo.

Al **Instituto de Investigaciones en Materiales-UNAM** por permitirme usar sus instalaciones y equipo para la elaboración de este trabajo

A los **docentes de la ENES León** que lo largo de mi licenciatura siempre me apoyaron en mi aprendizaje con disposición e interés de todo ellos.

Al **Maestro Danovan Venegas** por ser un ejemplo a seguir y siempre estar dispuesto a ayudarme durante mis estudios, así como en el servicio social, por siempre enseñarme a respetar lo valores y ser un excelente profesor y amigo.

A mis profesoras **Carolina Diaz, Silvia Hernández y Trilce Virgilio** por mostrarme el amor y la pasión con la que la odontología debe ser llevada a cabo.

Al **maestro Eliezer Hernández Mecinas** y al **maestro Salvador Lopez Morales** por su ayuda durante las pruebas realizadas en el instituto de investigaciones en materiales.

A mi compañero **Julio Ponce** por su ayuda y colaboración durante el proyecto

DEDICATORIAS

A Dios por permitirme estar en esta aventura llamada vida, por todo lo que me ha dado y todo lo que ha quitado de mi camino.

A mi madre Elizabeth Sandoval por ser mi inspiración a siempre ser una mejor persona, por demostrarme su amor y apoyo incondicional, por ser siempre la primera persona en querer ser mi paciente durante mis prácticas.

A mi padre Luis López por siempre enseñarme a luchar por mis metas y sueños, por demostrarme que con trabajo y constancia todo lo que te propongas es posible, por nunca darse por vencido y lograr todo lo que se propone.

A mis hermanos Nicolas y Sebastián por siempre estar en la disposición de ayudarme en mis prácticas, por ser las experiencias divertidas que hemos vivido juntos y por siempre estar cuando más los necesitaba.

A mi novia Karina Rocha por acompañarme en esta nueva etapa de mi vida, por demostrarme su cariño todos los días, por ayudarme a ser una mejor persona día con día, y darme ánimos siempre que los necesito.

A mis amigas Angelica Estrada y Miryam Cuellar por ser parte importante de mi vida universitaria, por las aventuras y experiencias que vivimos juntos. A pesar de las situaciones de la vida nuestra amistad siempre estuvo ahí.

A Mariana Buelna por siempre ayudarme y mostrarme su apoyo durante nuestras estancias en clínica y laboratorio.

A todo el grupo de prótesis que hicieron del último año de la carrera el mejor de todos

A Karina Trujillo, Cecilia Hernández, Omar Hernández, Missael Sánchez y Monse Maldonado por ser el mejor grupo de amigos, por más aventuras y experiencias juntos

A Carlos Rodríguez por ser un excelente amigo y compañero en los videojuegos en línea.

RESUMEN

Objetivo: El propósito de esta investigación fue elaborar un catálogo de coronas prefabricadas para la restauración de dientes primarios anteriores, a base de diversos materiales cerámicos y polímeros, de igual manera realizar pruebas de dureza y desgaste por abrasión a los materiales que se planea utilizar en el catálogo.

Materiales y Métodos: se realizaron dados de trabajo de silicona con el fin de obtener el registro físico de los tamaños de dientes en los que se trabajarían, a estos modelos se les realizó un desgaste similar al realizado en consulta, siempre respetando los grosores mínimos indicados por el material. Cada uno de los modelos fueron escaneados con ayuda de un escáner de modelos digitales, estableciendo un total de 72 tamaños. Se realizaron los diseños de las coronas con ayuda de un software de diseño digital especializado donde se respetó la anatomía de los dientes, así como los límites de los márgenes gingivales, se verificó que cada uno de los modelos digitales cumpliera con los requerimientos de cada material, así como las características anatómicas del diente correspondiente. Tres materiales para la elaboración de restauraciones definitivas de cobertura total pediátricas fueron evaluados con base a sus propiedades físico-mecánicas para ser utilizados en el catálogo de coronas propuesto. Dicha evaluación fue realizada bajo un ambiente controlado.

Para las pruebas de dureza y abrasión se optó por una muestra en forma de prisma rectangular con medidas de 15mm x 15mm x 10mm. En la prueba de dureza se utilizó un durómetro Matsuzawa MHT2, a cada una de las muestras se les aplicó una carga de 10 kilogramos durante 10 segundos, la obtención de valor de dureza Vickers se obtuvo mediante la medición de las diagonales formadas a partir de la indentación del material. Para la prueba de abrasión se siguió el método Steger, las muestras fueron sometidas a un desgaste de dos

horas en periodos cortos de 12 minutos esto con el fin de simular el desgaste que sufre el material en la función masticatoria de manera acelerada

Resultados: El catálogo diseñado cumple con características funcionales y estéticas que requiere el paciente pediátrico. En las pruebas de materiales la cerámica obtuvo un mejor resultado en ambas pruebas en comparación a los polímeros, sin embargo, los polímeros B y C pueden ser considerados como materiales de restauración ya que la capacidad de flexión de estos materiales es superior al de la cerámica

Conclusión: El contar con un catálogo propio de la ENES León permitirá ofrecerle al paciente pediátrico una alternativa que se adapte mejor a sus necesidades funcionales y estéticas. Los tres materiales sometidos a las pruebas pueden ser utilizados como materiales de restauración, sin embargo, la cerámica es la que mejores características posee para esto.

Palabras clave: Coronas, odontopediatria, Restauraciones de cobertura total, dureza, abrasión

ABSTRACT

Objective: The purpose of this research was to develop a catalog of prefabricated crowns for restoration of anterior primary teeth, based on various ceramic and polymer materials, in the same way to perform hardness and abrasion wear tests on the materials that are planned to be used in the catalog.

Materials and methods: tooth models were made with silicone in order to obtain the physical record of the sizes in which they would be worked, these models were subjected to wear similar to that performed in the consultation, always respecting the minimum thicknesses indicated by the material. Each of the models were scanned with the help of a digital model scanner, establishing a total of 72 sizes. The designs of the crowns were made with the help of specialized digital design software where the anatomy of the teeth was respected, as well as the limits of the gingival margins, it was verified that each of the digital models met the requirements of each material, as well as the anatomical characteristics of the corresponding tooth. For the hardness and abrasion tests, samples in the shape of a rectangular prism with measurements of 15mm x 15mm x 10mm were chosen. In the hardness test a Matsuzawa MHT2 durometer was used, a load of 10 kilograms was applied to each of the samples for 10 seconds, obtaining the Vickers hardness value was obtained by measuring the diagonals formed from the indentation of the material. For the abrasion test the Steger method was followed, the samples were subjected to a wear of two hours in short periods of 12 minutes this in order to simulate the wear suffered by the material in the masticatory fusion in an accelerated manner

Results: The designed catalog complies with functional and aesthetic characteristics required by the pediatric patient. In the material tests, ceramic obtained a better result in both tests compared to polymers, however, both polymers can be considered as restorative materials since the bending capacity of these materials is higher than that of ceramic,

Conclusion: Having an ENES León's own catalog will allow pediatric patients to be offered an alternative that better suits their needs. The three materials subjected to the tests can be used as restorative materials, however, ceramic is the one with the best characteristics for this.

Key words: Crowns, pediatric dentistry, full coverage restorations, hardness, abrasion

ÍNDICE.

AGRADECIMIENTOS.....	II
DEDICATORIAS.....	III
RESUMEN.....	V
1. MARCO TEÓRICO.....	12
1.1. Pérdida de Dientes.....	12
1.2. Restauraciones y Materiales de Restauración en Odontopediatría.....	13
1.2.1. Coronas de Acero Inoxidable.....	13
1.2.2. Coronas con Tira de Celuloide y Resina Compuesta.....	14
1.2.3. Coronas de Acero con Frente Estético.....	14
1.3. Aplicaciones Odontológicas del Disilicato de Litio.....	15
1.4. Aplicaciones Odontológicas de los Polímeros Reforzados con Fibras.....	17
1.5. Aplicaciones Odontológicas de las Resinas para Impresión 3D.....	18
1.6. Aplicaciones Odontológicas del Dióxido de Zirconio.....	20
1.7. Aplicaciones Odontológicas del PMMA.....	21
1.8. Aplicaciones Odontológicas del PEEK (Polieteretercetona).....	22
1.8.1. Propiedades del PEEK.....	23
1.9. Propiedades de los Biomateriales Dentales.....	24
1.9.1. Dureza.....	24
1.9.2. Resistencia Mecánica.....	26
1.9.3. Abrasión.....	26
2. ANTECEDENTES.....	29
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	36
3.1. JUSTIFICACIÓN.....	38
3.2. HIPÓTESIS.....	39
3.3. OBJETIVO GENERAL.....	40
3.3.1. Objetivos Específicos.....	40
4. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	42
4.1. Tipo de Estudio.....	42
4.2. Tamaño de la Muestra.....	42
4.3. Criterios De Selección.....	43
4.3.1. Criterios de Inclusión.....	43
4.3.2. Criterios de Exclusión.....	43
4.3.3. Criterios de Eliminación.....	43
4.4. Variables.....	44
4.4.1. Variables Independientes.....	44
4.4.2. Variables Dependientes.....	45

5. MÉTODOS	47
5.1. Elaboración de Diseños Digitales de Coronas Infantiles Anteriores y Posteriores	47
5.1.1. Materiales, Instrumental y Equipo.....	47
5.1.2. Método para la Determinación de las Dimensiones Antropométrica Base.	47
5.1.3. Método para Determinar las Dimensiones de los Diseños Digitales Prototipo de Coronas Anteriores.....	49
5.1.4. Método para el Diseño Digital de los Prototipos de Coronas Anteriores. .	51
5.2. Elaboración de Muestras para Pruebas Mecánicas	53
5.2.1. Materiales, Instrumental y Equipo.....	53
5.2.2. Método.....	53
5.3. Medición de la Dureza Vickers a través de Ensayo Mecánico	55
5.3.1. Materiales, Instrumental y Equipo.....	55
5.3.2. Método.....	55
5.4. Medición de la Abrasión	58
5.4.1. Materiales, Instrumental y Equipo.....	58
5.4.2. Método de Prueba.....	59
6. RESULTADOS	63
6.1. Medición de la Dureza Vickers a través de Ensayo Mecánico	63
6.1.1. Cerámica B.	63
6.1.2. Polímero C.	63
6.1.3. Polímero B.	63
6.1.4. Tablas de dureza Vickers.....	64
6.2. Medición de la Abrasión	66
6.2.1. Cerámica B.	66
6.2.2. Polímero C.	67
6.2.3. Polímero B.	68
6.3. Análisis Estadístico Dureza	69
6.4. Análisis Estadístico Abrasión sobre Sustratos de Material de Restauración	70
6.5. Análisis Estadístico Abrasión sobre Sustratos del Indentador	72
6.6. Análisis de Correlación para: Desgaste del Indentador vs Dureza del Material de Restauración	74
7. DISCUSIÓN	78
8. CONCLUSIÓN	82
REFERENCIAS	85

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO.

1.1. Pérdida de Dientes.

La pérdida prematura o apariencia antiestética de dientes anteriores primarios gravemente cariados es de interés para los padres; sin embargo, a medida que el niño madura, también puede afectar la autoimagen del paciente (Kupietzky, 2015).

Durante décadas, los dientes primarios deteriorados y dañados se han restaurado con coronas de acero inoxidable. La Academia Americana de Odontología Pediátrica (AAPD) recomienda este tipo de restauraciones para dientes primarios anteriores y posteriores con caries extensas, debido a su mayor longevidad comparado con otras restauraciones intracoronales. Para la restauración de dientes primarios anteriores, la AAPD concluyó, que existe relativamente poco apoyo científico para cualquiera de las técnicas clínicas utilizadas en la actualidad. La AAPD indica a las coronas de acero inoxidable, las corona de celuloide de resina compuesta, coronas acero cromo con frente estético como las mejores opciones de tratamiento en las restauraciones de cobertura coronal completa (Aiem y cols, 2017).

En cuanto a las restauraciones coronales en dientes incisivos primarios serán indicados en las siguientes situaciones (D. Ram & Fuks, 2006):

- Existen lesiones de caries en múltiples caras del diente.
- Borde incisal involucrado.
- Existe una severa descalcificación cervical.
- Cuando existe una terapia pulpar indicada.
- Higiene oral deficiente.
- La conducta del paciente no permite restauraciones clase III.

1.2. Restauraciones y Materiales de Restauración en Odontopediatría.

1.2.1. Coronas de Acero Inoxidable.

Es la restauración de elección para los dientes primarios de paciente pediátrico con alto riesgo de caries, después de la terapia pulpar, lesiones de caries con gran extensión y en múltiples superficies multilateral; y preparación interproximal que se extiende más allá del ángulo de la línea de terminación de la preparación (Soxman, 2015).

Las coronas de acero inoxidable han demostrado ser una alternativa muy exitosa y duradera en comparación con otros materiales utilizados para restaurar dientes primarios con pérdida excesiva de tejido dentario. Las coronas de acero inoxidable poseen ventajas sobre otros tipos de coronas y materiales de restauración dental. Primero, su vida útil es la misma que la de un diente primario intacto. En segundo lugar, brindan protección a la estructura dental residual que puede haberse debilitado después de la remoción excesiva de caries. Tercero, la sensibilidad de la técnica o el riesgo de cometer errores durante su aplicación es baja. Cuarto, su rentabilidad a largo plazo es buena. Quinto, tienen una baja tasa de fallos (Belduz & Yilmaz, 2014).

Sin embargo, estas restauraciones no satisfacen del todo a los padres preocupados por el aspecto estético. Aunque se sabe muy poco acerca de las opiniones de los niños y los padres sobre esta opción restaurativa. Un ensayo clínico aleatorizado, realizado en Arabia Saudita proporcionó evidencia anecdótica de que los padres solicitaron la restauración más estética en lugar de coronas metálicas (Aiem y cols, 2017). En 2010 realizaron una serie de cuestionarios a padres y niños portadores de restauraciones con coronas metálicas, acerca de la aceptación o no de este tipo de restauraciones, en este estudio se concluyó que a pesar de ser un tratamiento efectivo en la restauración

coronal en dientes primarios, la apariencia de estas restauraciones no son del total agrado de los pacientes así como de sus padres (Bell y cols, 2010).

1.2.2. Coronas con Tira de Celuloide y Resina Compuesta.

Las coronas de tiras de celuloide adheridas con resina son la restauración de primera elección para muchos clínicos, principalmente debido a la estética superior y la facilidad de reparación si la corona se astilla o fractura posteriormente. Sin embargo, es la opción más sensible a la técnica. La contaminación del medio a restaurar con la humedad de sangre o saliva puede interferir con la adhesión el enlace, y la hemorragia puede alterar el color del material. Además, debe mantenerse una estructura dental adecuada después de la eliminación de caries para asegurar que haya suficiente área de superficie para la unión (D.Ram & Fuks, 2015)

Es quizás la más estética de todas las restauraciones disponibles para el tratamiento de incisivos primarios severamente deteriorados.(Kupietzky, 2015).

1.2.3. Coronas de Acero con Frente Estético.

Este tipo de restauraciones son coronas de acero inoxidable con un revestimiento de cerámica, dando un aspecto más estético que el metal. En éstas, la preparación del diente se extiende más que en las coronas de acero inoxidable simples, debido a la colocación de un revestimiento de cerámica a la corona metálica.

En pacientes pediátricos con puntos de contacto excesivos así como desgaste fisiológico acelerado se debe de optar por coronas de acero inoxidable simples o coronas de zirconio, esto debido a la probabilidad de fractura de la lámina de cerámica, debido a la excesiva fuerza a soportar (Soxman, 2015).

1.3. Aplicaciones Odontológicas del Disilicato de Litio.

Las restauraciones totalmente cerámicas se han vuelto cada vez más populares en la odontología actual esto debido a sus características estéticas, durabilidad y biocompatibilidad. En la odontología actual los sistemas de Computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) son ampliamente utilizados, los sistemas cerámicos que se utilizan en la tecnología CAD/CAM son fabricados en condiciones óptimas y estrictamente vigilados lo que llega a minimizar los defectos que el material pudiera presentar. Entre los materiales para restauraciones totalmente cerámicas existe el Disilicato de litio el cual no solo presenta una translucidez y variedad de tonos favorables, sino que también tiene una mayor resistencia a la flexión que la de otros bloques cerámicos monolíticos utilizados para restauración (Yu & cols, 2014).

El disilicato de litio (LS²) está clasificado como vitrocerámica, lo que quiere decir que es un material relleno de partículas de vidrio, fue introducido en el mercado durante los años 90 con la formulación comercial llamada "IPS Empress 2" (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). En su presentación original el LS² fue diseñado para elaborar restauraciones con la técnica de prensado en caliente, sin embargo, esta técnica provocaba que el material no tuviera las características estéticas y funcionales que el material necesitaba. Gracias a una optimización de los parámetros de procesamiento, lo cual permitió la formación de cristales más pequeños y más uniformemente distribuidos, en 2005 se comercializó una nueva formulación de LS² como "IPS e.max Press" (Ivoclar Vivadent), la cual presentó propiedades mecánicas y características ópticas mejoradas (Zarone & cols, 2019).

En la actualidad las restauraciones de LS² se pueden realizar utilizando la técnica de prensado en caliente o con procedimientos de fresado diseñados por computadora con la tecnología CAD-CAM. En las restauraciones de LS² elaboradas por computadora, después del diseño y fresado las restauraciones se someten a un proceso de cristalización por calor para poder lograr su máxima resistencia mecánica (Mounajjed, 2016). Diversos estudios In Vitro han demostrado que el disilicato de litio monolítico tiene un mayor porcentaje de éxito en comparación a la restauración de zirconio con estratificación de cerámica convencional, y aunque el LS² mostró algunas situaciones que pueden afectar en el éxito del tratamiento tales como la condición del diente pilar de las restauraciones, la calidad de los diseños de la preparaciones y el sistema de cementado utilizado, estas no representan una desventaja notable contra otro tipo de restauraciones totalmente cerámicas (Yu & cols, 2014).

En cuanto al desgaste y abrasión el LS² muestra propiedades bastante favorables las cuales dependen en gran medida a las características de la superficie de la restauración, es decir cuando la superficie se pule con precisión el material muestra un desgaste menor en comparación a cuando la superficie se encuentra de manera irregular. Cuando la superficie del LS² se pule de manera meticulosa este puede llegar a tener el mismo coeficiente de fricción y desgaste que el esmalte natural, lo que lo convierte en uno de los materiales más eficientes para una restauración dental (Zarone & cols, 2019).

El ajuste marginal es un factor importante en el éxito de las restauraciones y está relacionado con las discrepancias verticales y horizontales. El espacio marginal se ha definido como la distancia vertical desde la superficie interna de la restauración hasta la línea terminación de la restauración. En una situación ideal el espacio marginal debería ser cero, sin embargo, esto aún no es posible por lo que el espacio marginal que se genera será rellenado con un cemento. Actualmente el LS² tiene una adaptación al margen sobresaliente en

comparación a otros materiales restaurativos, con un promedio de 50 a 85 micrones en la brecha marginal (Mounajjed & cols, 2016).

1.4. Aplicaciones Odontológicas de los Polímeros Reforzados con Fibras.

Los polímeros reforzados con fibra de carbono (RFC) son los materiales utilizados principalmente en autos de carrera, aviones y otros campos donde la demanda de alta tenacidad, bajo peso y gran resistencia a los esfuerzos son requisitos esenciales. En general, los polímeros reforzados con fibras a base de resina consisten en rellenos inorgánicos incrustados en una matriz de polímero orgánico. Normalmente, el relleno actúa como un material de refuerzo, mientras que la matriz polimérica une todos los componentes. En la industria hay tres categorías importantes de fibras que se usan junto con polímeros, es decir, vidrio, carbono y aramida, en la odontología las fibras de vidrio son las más utilizadas (Schullinger, 2000).

El RFC puede ser isotrópico, ortotrópico o anisotrópico, lo que significa que varias propiedades del material tales como: mecánicas, ópticas, contracción por polimerización y propiedades térmicas del RFC dependen de la cantidad y orientación de las fibras. Un material con refuerzo fibra de vidrio de alta calidad proporciona una alta resistencia a la flexión de hasta 1250 MPa. Una de las características principales de los refuerzos de fibra de vidrio es su excelente comportamiento en el efecto hidrolítico del agua, ya que no hay reducción significativa de la flexión resistencia y módulo de elasticidad incluso en el almacenamiento a largo plazo en agua de hasta 10 años, lo que demuestra la estabilidad hidrolítica de las fibras de vidrio de alta calidad (Vallittu, 2018).

En la odontología actual los RFC son utilizados principalmente en la elaboración prótesis parcial y total removible, así como en la fabricación de endopostes para la restauración postendodónica, debido a sus características de alta resistencia y un ligero peso se ha convertido en uno de los materiales preferidos para la elaboración de barras de conexión para colocación de una prótesis total sobre implantes; debido al color del material, éste no se ha utilizado de manera común

en prótesis fija. Sin embargo, estos materiales deben cumplir las características para cumplir los requisitos de una prótesis fija (Vallittu, 2018).

1.5. Aplicaciones Odontológicas de las Resinas para Impresión 3D.

El término impresión 3D se usa generalmente para describir el método de fabricación de objetos con una técnica de capa por capa, la manera más correcta de describir este proceso sería como una fabricación aditiva de diversos objetos diseñados con un software especializado. Desde una perspectiva mecánica las impresoras 3D a menudo son dispositivos bastante simples, aunque el aparato no sería nada sin el software de diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés) que permite que los objetos y su entorno se diseñen en un entorno virtual. El uso de software CAD es común en el diseño industrial, ingeniería, en la fabricación de diversas herramientas y en tiempos más recientes en el laboratorio dental e incluso se ha convertido en una herramienta clave en cirugías dentales (Dawood & cols, 2015).

La impresión 3D tiene un potencial considerable para su aplicación en el campo dental. Las impresoras 3D ahora son más baratas, más pequeñas y livianas, y pueden trabajar con varios materiales, incluidos metales, cerámicas, y polímeros. Diversos estudios han demostrado que la tecnología 3D puede ser utilizada de manera ideal para reconstrucción maxilofacial, construcción e intervención de implantes, aparatos de ortodoncia, regeneración tisular guiada y estructuras metálicas de prótesis parciales removibles (Park & cols, 2018).

Uno de los primeros usos que se le dio a la tecnología de impresión en 3D dentro de la odontología fue para la elaboración de prótesis totales removibles. Una de las primeras dentaduras fabricadas con tecnología CAD / CAM para el tratamiento de pacientes desdentados es la dentadura impresa en 3D. La integración del modelado digitalizado, la optimización computacional y los procedimientos de impresión 3D, sugiere un método novedoso para el diseño y fabricación de prótesis. Las prótesis fabricadas con tecnología 3D no solo

permite elaborar la placa base, sino que también fabrica los dientes acordes a la anatómica y fisiología de la boca del paciente edentulo (Chung, Park & Kim 2018) Chung y colaboradores en 2018 realizaron un estudio donde compararon la resistencia mecánica de la resina 3D y varias marcas de dientes de PMMA utilizados para la elaboración de restauraciones removibles. El estudio arrojó que la resina 3D tuvo una mejor resistencia al despostillado del material, sin embargo la resistencia a la fractura no presentó diferencia significativa, concluyendo que la resina 3D puede ser utilizada de manera efectiva en restauraciones removibles tanto parciales como totales (Chung, Park & Kim, 2018).

Dentro de las múltiples técnicas que las impresoras 3D utilizan, existe una llamada Estereolitografía de láser (SLA) la cual utiliza luz UV para convertir resina líquida en un material sólido. Un aparato de estereolitografía (Fig. 1) usa un láser de escaneo para construir capa por capa el objeto previamente diseñado en el software CAD, una vez que el producto está terminado se deben retirar los excedentes de resina, posteriormente se someterá a un proceso de fotopolimerizado en un horno de luz UV. Este proceso es muy costoso cuando se utiliza para construir objetos grandes, sin embargo, este se usa comúnmente en la producción industrial y casera de objetos pequeños (Dawood & cols 2015).



Fig. 1 Impresora 3D Formlabs 2 con tecnología Estereolitografía de láser (SLA)
Fuente: <https://media.formlabs.com/m/12961991e1c5ba68/original/-ES-Form-2-Manual.pdf>

1.6. Aplicaciones Odontológicas del Dióxido de Zirconio.

El zirconio es un dióxido de zirconio cristalino que tiene propiedades mecánicas similares a las de los metales y su color es similar al de los dientes. Las coronas primarias de zirconio ya confeccionadas ahora están disponibles para incisivos primarios y molares (Planells del Pozo, 2014).

El zirconio es una cerámica excepcionalmente resistente y la opción actualmente más estética, una cobertura biocompatible de los dientes primarios, este tipo de restauraciones son anatómicamente contorneadas y libres de metal. Al colocar este tipo de restauraciones la preparación del diente debe ir en forma de filo de cuchillo debido a que este tipo de preparación permite mantener la salud gingival y la acumulación de placa dentobacteriana es reducida por el alto pulido y brillo final del zirconio (Soxman, 2015).

Las coronas de zirconio no solo tienen un aspecto más translúcido, sino que son casi cinco veces más fuertes que las coronas de metal fundido, ya que las coronas de zirconio se fresan en un solo bloque de cristal densamente sinterizado. Las coronas de zirconio proporcionan más resistencia en menos volumen, son termoestables con baja conductividad térmica, baja expansión térmica y resistencia química estable. Las tensiones cíclicas también son bien toleradas por esta material, de igual manera es extremadamente biocompatible (Ashima & cols, 2014).

La cementación de las coronas de zirconio ha sido un tema importante. El zirconio no se puede grabar y adherir debido a la falta de sílice de la vitrocerámica. El grabado ácido con ácido fosfórico o ácido fluorhídrico no alterará la superficie de las restauraciones y, por lo tanto, no tendrá ningún efecto en la retención general de las restauraciones. Se han recomendado cementos de resina convencionales o autoadhesivos como agentes de cementación para

coronas de zirconio (Planells del Pozo & Fuks, 2014). Sin embargo en los últimos años se han utilizado cementos a base de 10- metacriloxidecil dehidrógeno fosfato (MDP). El MDP es un monómero relativamente hidrófobo el cual, al tener una cadena de 10 carbono, contiene tanto un extremo terminal fosfato hidrófilo que se adhiere químicamente a óxido de zirconio y un extremo terminal metacrilato polimerizable que se adhiere a la resina (Szalay & cols, 2017)

1.7. Aplicaciones Odontológicas del PMMA.

En la odontología el polimetacrilato de metilo (PMMA) es uno de los polímeros más predominantes, su principal uso es en la fabricación de prótesis dentales ya sean totales o parciales, la biocompatibilidad y el excelente aspecto estético de PMMA lo hacen adecuado para la fabricación de prótesis dentales; de igual manera posee una menor capacidad de absorción de agua y una relativa baja toxicidad (Karthick & cols, 2014). Los materiales dentales basados en PMMA se usan ampliamente en odontología debido a sus buenas propiedades mecánicas, biocompatibilidad, estabilidad dimensional, relativa facilidad de manipulación y buena apariencia estética (Adnad & Velic ,2010). Aunque el PMMA se usa ampliamente, hay muchos inconvenientes a considerar como el desgaste y sus propiedades mecánicas, lo que conduce a fracturas tempranas en el uso clínico.

Las propiedades mecánicas y tribológicas de la PMMA son una preocupación primordial en la fabricación de prótesis dentales. Estudios (2009) revelan que la dureza y el desgaste son los principales problemas de la prótesis de PMMA. La propiedad tribológica depende tanto del material como de la condición bajo la cual se usa el material (Klaus D, 2009). En los últimos años se han realizado muchos estudios, los cuales han mejorado las propiedades mecánicas del PMMA, sin embargo aún hay muchos problemas con las propiedades mecánicas y tribológicas de las dentaduras y prótesis fabricadas con este material (Karthick & cols, 2014).

1.8. Aplicaciones Odontológicas del PEEK (Polieteretercetona).

A pesar de los grandes esfuerzos realizados en la investigación, todavía no es posible decir que existe un material perfecto que pueda satisfacer todas las demandas de los odontólogos. Por lo tanto, aún se están realizando estudios con respecto al material más adecuado y al método de obtención de este material. En estudios recientes realizados para satisfacer la necesidad de un material biocompatible y eliminar las expectativas estéticas, la polieteretercetona (PEEK) se ha desarrollado con el objetivo de beneficiarse de las propiedades mecánicas y estéticas en odontología (Tekin & cols, 2018)

El glosario de términos prostodóncicos lo define como un polímero altamente ordenado, flexible, resistente, estable en su forma y biocompatible (Driscoll et al., 2017), el PEEK modificado con 20% de rellenos inorgánicos se ha utilizado en odontología para implantes, pilares temporales para implantes, prótesis con soporte, pilares de cicatrización, material de sujeción o estructuras para prótesis parciales removibles y fijas. En comparación con otros polímeros termoplásticos, el PEEK absorbe menos agua que el polimetacrilato de metilo (PMMA) y no se encoge durante el proceso de polimerización como resina compuesta y el PMMA. Este material tiene un módulo elástico bajo, lo que lo hace tan elástico como el hueso y le permite actuar como un factor de tensión y reducir las fuerzas transferidas a las restauraciones (Caglar & cols, 2018). Los más actuales estudios se han centrado en probar que la superficie de PEEK permite una unión al diente de una manera que satisfaga los requisitos de durabilidad, longevidad y estabilidad en la cavidad oral. Los dos principales aspectos que deben ser considerados en el tratamiento previo de la superficie de PEEK para obtener una mejor unión al cemento adhesivo son: la modificación de la superficie de PEEK mediante un tratamiento previo y la aplicación de un sistema de adhesivo (acondicionamiento) para permitir interacciones químicas con el material de cemento (Uhrenbacher y cols, 2014).

1.8.1. Propiedades del PEEK.

Este material tiene la capacidad de ser utilizado mediante técnica de inyección bajo calor o con la tecnología CAD-CAM, lo cual hace que el material tenga múltiples usos dentro de la odontología.

Además de brindar diversas características positivas, las cuales son:

- Resistencia a la hidrólisis.
- Propiedades mecánicas superiores.
- Resistente a altas temperaturas.
- Cuando se examinan el material y los componentes de PEEK, no se ha demostrado evidencia de citotoxicidad, mutagenicidad, carcinogenicidad o inmunogenicidad en la forma tóxica.
- Es un material biológicamente inerte.
- Es un material muy ligero con una baja densidad (1.32g / cm³).
- Permite la resonancia magnética (MRI). El calor de la radiación no causa desintegración.

Es un material de bajo costo que se puede preparar fácilmente dentro de la boca. La propiedad más importante de este material es que tiene un módulo de elasticidad bajo (cercano al módulo de elasticidad del hueso) (tabla 1) (Tekin & cols, 2018).

Módulo de elasticidad.	
Hueso cortical	13.7 GPa
Hueso esponjoso (tipo 3)	1.37 GPa
Dentina	14.7 GPa
Implantes y pilar de titanio	110 GPa
Aleación de cromo-cobalto	218 GPa
Porcelana feldespática	82.8 GPa
Zirconio	200 GPa
PEEK	3-4 GPa
CFR-PEEK	19-150 GPa

Tabla I Módulo de elasticidad de diferentes estructuras y materiales (Tekin, 2018)

1.9. Propiedades de los Biomateriales Dentales.

1.9.1. Dureza.

La dureza es una propiedad mecánica especial que afecta el éxito de los materiales clínicos. Dentro de las escalas para medir la dureza de un material se encuentra la escala Vickers. El ensayo Vickers es un método de indentación donde existe un penetrador en forma de pirámide de diamante con base cuadrada y ángulo en el vértice de 136° . Este ensayo permite tener la posibilidad de usar cargas desde unos gramos (microdureza) hasta los 120 KGF (kilogramos fuerza) lo que permite una amplia gama de utilidad, el penetrador se puede utilizar en todos los materiales, sin importar su dureza (Ghiorghe & cols, 2018).

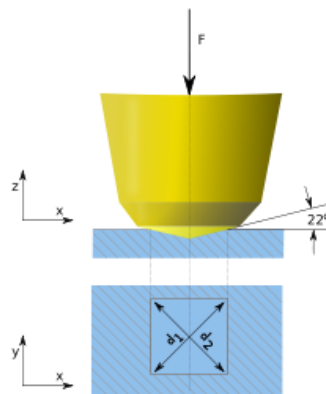


Fig. 2 esquema dureza Vickers, fuente:
<https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn218.html>

En la ciencia de los materiales, todos los tipos de métodos de medición de dureza son métodos estandarizados ampliamente utilizados para analizar las propiedades mecánicas de todo tipo de materiales, no solo en odontología, sino en todos los campos de la tecnología y la industria (Warkentin & cols, 2018).

Warkentin y colaboradores en 2018 midieron la micro dureza Vickers en el esmalte dental humano, encontraron medidas de 270 a 420 MHV en la zona de las cúspides, por otra parte, en la zona de la corona hasta la unión cemento esmalte se encontró un rango de 20 a 90 MHV finalmente en la raíz se encontró 90 MHZ en la escala de Vickers (Warkentin & cols, 2018).

Los materiales con una dureza superficial más baja pueden deteriorarse fácilmente, lo que disminuye su tasa de supervivencia (Ozdogan & Duymus, 2018). Un estudio in vitro donde se midió el desgaste del dióxido de zirconio monolítico contra el esmalte de los dientes antagonistas, concluyó que el dióxido de zirconio monolítico producía menos desgaste a los antagonistas en comparación con restauraciones de cerámica (Janyavula y cols, 2013).

Lawson y colaboradores en 2016 realizaron una prueba de dureza a 5 diferentes materiales dentales comerciales, a los materiales se les realizó la prueba de dureza vickers sobre una muestra en forma de cubo (4mm x 4mm x4mm). Como resultado obtuvieron que el Disilicato de litio es uno de los materiales con más dureza del mercado ya que obtuvo un resultado de 452.9 HV, sin embargo también es uno de los materiales con mayor resistencia a la flexión lo que lo convierte en uno de los más completos para realizar una restauración dental adecuada (Lawson & Bansal, 2016).

Lin y colaboradores en 2020 realizaron una prueba de dureza Vickers en 8 diferentes tipos de resina para impresora 3D fotopolimerizable, todos los materiales presentaron un comportamiento similar en el durómetro, obtuvieron un promedio de dureza de 17.25 HV lo cual indica que las resinas 3D tienen una dureza comparable al PMMA y a la resina bis-acrítica lo que demuestra que pueden ser utilizados para restauraciones dentales fijas con sus debidas restricciones según las características del paciente y tratamiento delimiten (Lin & cols, 2020).

1.9.2. Resistencia Mecánica.

Se describe como la tensión máxima que se puede aplicar a un material antes de que se rompa, y esto se usa como una propiedad mecánica para identificar el éxito clínico de los materiales. La Organización Internacional de Normalización (ISO 6872) y la Asociación Dental Americana (ADA) informaron que la prueba de flexión de tres puntos es un método adecuado y confiable para la evaluación de la resistencia a la flexión de las cerámicas dentales (Ozdogan & Duymus 2018).

1.9.3. Abrasión

El desgaste de los dientes se produce por desgaste entre dos cuerpos en contacto deslizante, es decir, abrasión por micropartículas de diferentes fuentes; abfracción (flexión) en el área cervical y erosión (por un agente químico) (Peña & Gallardo 2013).

La abrasión dental puede tener varias causas las cuales determinarán el área y el patrón del desgaste, por ejemplo: La abrasión que genera un desgaste en los bordes incisales puede ser causada por fumar en pipa, el agrietamiento de nueces y semillas, morderse las uñas. La abrasión del área proximal de la raíz puede deberse al uso de hilo dental y palillos de dientes inadecuados. La abrasión de la zona cervical de los dientes es causada por un cepillado deficiente, este desgaste puede estar relacionado con la técnica, los métodos vigorosos, el tiempo y la frecuencia, el diseño de las cerdas y los dentífricos abrasivos (Litonjua, 2003).

El desgaste por abrasión ocurre cuando dos superficies tienen contacto íntimo con una fuerza aplicada, lo que causa que el material más duro desgaste corte el material más blando ocasionando una pérdida del material. Varios estudios demostraron que la resistencia al desgaste de los materiales dentales variaba con la distribución microestructural y la orientación de los rellenos (Seghi & cols, 2016).

En un estudio se describieron que las propiedades mecánicas y de desgaste generales de un material compuesto están influenciadas por el tipo, tamaño y

fracción del volumen de las partículas de relleno y el grado en el que este está unido a la matriz de resina. Estos autores compararon las propiedades de desgaste de resinas compuestas indirectas y materiales totalmente cerámicos en pruebas in vitro. Utilizaron dientes humanos como antagonistas y calcularon la pérdida de desgaste. Los resultados de este estudio indicaron que la resina compuesta indirecta es relativamente más amigable con el desgaste que la restauración totalmente cerámica. En cuanto a la pérdida de desgaste del antagonista al esmalte, los compuestos indirectos son favorables y menos ofensivos debido a que las propiedades generales de una resina compuesta están influenciadas por la fracción de volumen y los tipos de rellenos (Culhaoglu & Park, 2013).

CAPÍTULO II

2. ANTECEDENTES

Históricamente, las restauraciones de cobertura total en dientes deciduos han sido con coronas de acero inoxidable. Sin embargo, a menudo estas no cumplen con las exigencias estéticas de los pacientes. Dentro del mercado actual hay varias opciones disponibles que tienen ventajas y desventajas en una restauración de cobertura total para la dentición primaria anterior. Las coronas para restaurar dientes deciduos se clasifican en dos categorías: a) preformadas-cementadas y b) aquellas que se adhieren al diente (Al Shobber & Alkhadra, 2017).

La técnica de restauración ideal debe garantizar la resistencia, durabilidad, estética y eficiencia en la colocación de la restauración. Muchas de las restauraciones disponibles actualmente pueden no cumplir uno o más de los objetivos mencionados anteriormente, ya que la mayoría de los esfuerzos se han dirigido a mejorar la estética de los dientes anteriores primarios y no a mejorar la estabilidad de la restauración. Las técnicas restaurativas que actualmente se utilizan en los dientes anteriores primarios incluyen coronas con resina utilizando matriz de celuloide, coronas de policarbonato, coronas de acero inoxidable de cara abierta y coronas de acero inoxidable con frente estético. Cada una de estas técnicas presenta compromisos técnicos, funcionales o estéticos, que complican que su uso sea efectivo y eficiente. Históricamente se ha realizado un menor esfuerzo para encontrar una solución estética para los dientes primarios posteriores, probablemente basada en las dificultades anteriormente mencionadas (Fuks, 2016).

El uso de coronas de acero inoxidable ha estado presente en la odontología durante décadas, sin embargo en la época actual el contenido de níquel y cromo en estas restauraciones ha preocupado a la comunidad científica debido a que el cromo es el segundo material más común en causar alergia al contacto, y afecta aproximadamente al 10% de los hombres y al 3% de las mujeres; por otro lado el níquel puede llegar a inducir dermatitis e irritación, la cual es caracterizada por una sensación de ardor en la boca, descamación de labios, hiperplasia

gingival, queilitis angular, gingivitis, sangrado al sondaje, periodontitis, sabor metálico, decoloración y eritema multiforme (Basir & cols, 2019).

Basir y colaboradores en 2019 realizaron una investigación donde observaron el nivel de cromo y níquel en la sangre de 58 pacientes pediátricos a los cuales se les colocaron coronas de acero inoxidable, se tomó la primera muestra de sangre justo terminado el tratamiento de la colocación de las restauración y una segunda muestra a los 2 meses, como conclusión obtuvieron que los niveles de cromo y níquel aumentaron de un 15% a 20% en los dos, sin embargo este aumento no prestó ninguna alteración sistémica o local en los pacientes, la única variante que presentó fue el aumento de un pH ácido en la boca, lo que se puede explicar por la presencia de cromo en la saliva (Basir & cols, 2019).

Uno de los temas importantes a considerar es como se ve afectada la salud periodontal de los pacientes pediátricos cuando se les coloca una restauración de cobertura total. Numerosos estudios han informado sobre la salud gingival de los dientes primarios que se restauraron con coronas de acero inoxidable. Los resultados de algunos de estos estudios encontraron que las coronas con un ajuste de bueno a moderado, con los márgenes de la corona bien contorneados, facilitan la buena higiene oral, la encía saludable y una acumulación de placa mínima (Belduz & Yilmaz, 2014)

En otro estudio, Sharaf y Farsi informaron que la reabsorción ósea interproximal después de la colocación de una corona de acero inoxidable en molares primarios no se vio afectada adversamente por: una extensión o adaptación de los márgenes, un contacto proximal estrecho entre los molares, el nivel de higiene bucal, o la duración de la presencia de la corona. Sin embargo, las discrepancias de los márgenes subgingivales de las coronas de acero inoxidable, han sido implicadas por algunos investigadores como una de las causas de la inflamación gingival después de restaurar un diente primario (Belduz & Yilmaz, 2014).

En 2016 Shahawy y Connell realizaron un estudio clínico en donde 84 restauraciones de zirconio fueron cementadas en muñones reconstruidos con ionomero de vidrio en dientes con tratamiento pulpar previamente realizado; como resultado obtuvieron que las coronas se mantuvieron en buenas condiciones cumpliendo cada una con las funciones de: estética, fonética y masticación; esto a los 2 años de cementación en el paciente en el 90% de los casos; el uso de las coronas de zirconio es cada vez más común en la odontología pediátrica, este material ofrece una estética excelente así como una retención a largo plazo mayor que otro tipo de coronas estéticas, tales como las coronas de resina compuesta las cuales se ha demostrado que solo el 78% permanece en su sitio después de 6 meses y las coronas de zirconio permanecen el 100% (El Shahawy & Connell, 2016).

En 2014 se observó el nivel de afectación de la salud gingival en 64 niños con restauraciones de cobertura completa (coronas de acero inoxidable, coronas de zirconio, coronas fenestradas y coronas de frente estético), como conclusión obtuvieron que cualquiera que fuera el tipo de corona utilizada; si al paciente y a sus padres no se les instruía sobre la buena higiene oral, el paciente sufriría de gingivitis, agrandamiento gingival e incluso en caso graves periodontitis. Sin embargo, dentro de los tipos de corona utilizados las coronas de zirconio y las de acero inoxidable presentaron los mejores resultados en cuanto a la baja acumulación de placa; esto debido a que estas coronas presentan un alto pulido de fábrica y por ende, una ausencia de irregularidades en el contorno de la corona; factores que no presentan las coronas de frente estético y las fenestradas (Belduz & Yilmaz, 2014).

Aiem y colaboradores en 2017 realizaron una revisión bibliográfica, donde analizaron en la literatura sobre las restauraciones de cobertura total en niños, concluyeron que las coronas de acero inoxidable, así como, las coronas de dióxido de zirconio después de 1 año se mantuvieron íntegras en la boca; manteniendo su función de manera correcta; en el caso de las coronas de acero inoxidable con frente estético de cerámica, al cabo de 10 meses en promedio, el

recubrimiento cerámico sufrió fracturas parciales e incluso desprendimiento del material estético (Aiem & cols, 2017).

Por otra parte, las coronas de acero inoxidable con frente estético de resina compuesta, son otra alternativa estética de tratamiento. Esta opción ha sido aceptada por padres y pacientes en los últimos años, sin embargo, su durabilidad a largo plazo en la boca no es la mejor, ya que tiende a existir un desprendimiento de la resina, lo que hace que este tipo de restauración no sea una buena alternativa de tratamiento (Connell & cols, 2012).

No debemos pasar por alto que el éxito de una restauración pediátrica de recubrimiento completo debe cumplir con ciertos factores clínicos. En un estudio realizado por Fuks y colaboradores en 2016, efectuaron una comparación de las características clínicas de las coronas de acero inoxidable y las coronas de frente estético. En dicho estudio evaluaron las siguientes características: salud gingival, extensión gingival, oclusión, punto de contacto, astillado del material adaptación de la corona y reabsorción ósea. Como conclusión obtuvieron que, en la mayoría de las características, ambos tipos de coronas se comportaron de forma similar; excepto en la salud gingival, donde se observó que en las coronas de frente estético después de seis meses hubo sangrado al tacto y espontáneo, debido a varios factores principalmente la invasión del material en el surco gingival y la acumulación de placa dentobacteriana en la interfaz del metal y el material estético de la corona. Por otra parte, la gran desventaja de las coronas estéticas es el llamado efecto chipping (astillado del material), lo cual se define como el desprendimiento parcial o total de la cerámica que recubre el metal, lo que hace que las coronas de frente estético no sean una opción mejor que las coronas de acero inoxidable, ya que éstas mantienen mejores características que las coronas de frente estético a un precio más accesible (Fuks, 2016).

Una de las desventajas del uso de coronas estéticas de cerámica en niños es el proceso de cementado, el cual según las indicación del fabricante se debe llevar a cabo en un medio controlado y siguiendo cada uno de los pasos y tiempos marcados, sin embargo debido al control de conducta del paciente muchas veces estas indicaciones no pueden ser cumplidas, por lo que algunas casas comerciales han desarrollado alternativas de cemento tal es el caso del Ceramic Crown and Bridge, el cual es un material biomimético el cual crea un ambiente alcalino (pH alto) para resistir el ácido y las bacterias, tiene propiedades térmicas similares a los tejidos dentales, es biocompatible y no requiere condiciones óptimas para un buen sellado. Los fabricantes afirman que es fácil de manejar porque no se requiere grabado y su consistencia viscoelástica ayuda a que la corona se deslice fácilmente en su lugar (Planells del Pozo & Fuks, 2014)

El uso del disilicato de litio en la odontología pediátrica aún se encuentra en un periodo de prueba para lograr la total aceptación por parte de los especialistas, dentro de las ventajas que el material ofrece se encuentra su alta resistencia mecánica y su gran apariencia estética, siendo el material que más se acerca a imitar al esmalte dental, sin embargo el Disilicato de litio presenta una desventaja al ser utilizada en paciente pediátrico, la fabricación de restauraciones de este material utiliza la tecnología CAD-CAM por lo cual el odontólogo tendrá que obtener un modelo de trabajo para que este sea escaneado y así la restauración pueda ser fabricada, lo que aumentará en número las citas del paciente; situación que va en contra de las recomendaciones de la odontología pediátrica (El Makawi & Khattab, 2019).

En cuanto a las indicaciones clínicas del disilicato de litio, debe señalarse que este es una de las cerámicas más versátiles, por su alto potencial estético, buenas propiedades mecánicas y resistencia de unión favorable a los tejidos dentales, gracias a su contenido de sílice. Los usos del Disilicato de litio como material de restauración dental son múltiples ya que se puede utilizar tanto en dentición primaria como en dentición permanente, puede ser utilizado en

restauraciones de cobertura total, carillas e incrustaciones de todo tipo. En la odontología pediátrica su uso se enfoca en restauraciones de sector anterior por sus características estéticas, únicas del material (Zarone & cols, 2019).

Dentro los materiales que han surgido en los últimos años se encuentran los polímeros reforzados con fibra de vidrio (FRC por sus siglas en inglés) los cuales son utilizados de mayor medida en la industria aeronáutica y automotriz debido a que es un material altamente resistente y a su vez muy ligero. Su uso en la odontología ha sido estudiando en repetidas ocasiones, desde una perspectiva clínica los FRC se han probado como restauraciones de cobertura total tanto en primera dentición como en dentición definitiva, como elemento de refuerzo en prótesis parciales fijas, así como en la elaboración de postes para restauraciones postendodóncicas. Los FRC han presentado condiciones favorables para su uso en la odontología (Scribante, 2018).

En general, el uso dental actual de los FRC se divide en tres categorías: férulas de oclusión, postes endodónticos y prótesis parciales fijas; sin embargo en tiempo reciente se ha comenzado a utilizar como sustituto del metal en la elaboración del arco de alambre para ortodoncia, hoy en día los FRC sustituyen cada vez más los biomateriales metálicos ya que estos siempre han estado acompañados de desventajas estéticas notables (Zhang & Matinlinna, 2012).

Con el paso de los años la odontología ha tenido que actualizar y adaptar sus técnicas y procedimientos con las nuevas tecnologías, entre las nuevas tecnologías emergentes que la odontología ha decidido aprovechar se encuentran los sistemas de impresión 3D. Estos sistemas han sido aprovechados en mayor parte para la elaboración de prótesis parciales y totales fijas tanto como removibles, la mayor ventaja que estos sistemas otorgan a la odontología es sus fácil manejo e íntima adaptación que puede tener la restauración siempre y cuando esta sea diseñada con los parámetros que este tipo de tecnología requiere (Oberoi & cols, 2018).

CAPÍTULO III

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Durante años las restauraciones coronales de acero inoxidable han sido la primera elección cuando se trata de atender dientes posteriores y anteriores primarios, sin embargo, este tipo de restauraciones no han cumplido las exigencias estéticas tanto de los pacientes pediátricos como de sus padres.

En el mercado actual existen alternativas de coronas metálicas modificadas para proporcionar un mejor resultado estético, por ejemplo: las coronas metálicas de frente estético, no obstante, los resultados estéticos no son del todo aceptables por la presencia de un cuerpo metálico (Soxman, 2015).

La opción actualmente considerada como la mejor manera de restaurar dientes anteriores primarios, son las coronas a base de resina compuesta, utilizando una corona prefabricada de celuloide que sirve como molde, sin embargo, la colocación de este tipo de coronas tiene muchos aspectos a considerar para lograr un tratamiento exitoso como: la conducta del paciente, la cooperación de los padres y la higiene bucal del paciente (Kupietzky, 2015). Uno de los factores más importantes para lograr una exitosa técnica con este tipo de restauraciones, es el dominio total del proceso por parte del odontólogo, sin embargo, debido a la naturaleza de la resina compuesta, la cual presenta sorción acuosa, provoca cambios de color en la restauración así como en las propiedades fisicoquímicas, las cuales inevitablemente se ven alteradas también (Ashima & cols, 2014).

Actualmente existen opciones de coronas cerámicas de zirconio policristalino estabilizado con itrio (dióxido de zirconio) para dientes primarios; el cual es excepcionalmente resistente y biocompatible (Soxman, 2015). Otra de las características principales del dióxido de zirconio es que proporciona una superficie altamente pulida, lo que evita las manchas y la acumulación de placa a diferencia de las coronas de celuloide. Así como un nivel moderado de translucidez lo cual lo hace adecuado para casos clínicos estéticamente exigentes, como la restauración de dientes anteriores superiores (Ashima & cols, 2014).

Hoy en día, los sistemas CAD-CAM se han vuelto populares debido a sus sistemas de impresión óptica, software de diseño protésico y equipos de fresado de las restauraciones (Halal, 2018). Las ventajas de la tecnología CAD-CAM son tres principales: obtención de impresiones digitales, facilidad de trabajo en modelos digitales y la utilización de herramientas precisas como son los articuladores virtuales y el arco facial; todo esto en conjunto, da como resultado un sistema de alta tecnología que nos permite diseñar las restauraciones de una manera digital, sobre un modelo previamente escaneado. Dichas restauraciones, a su vez se fresarán en el equipo, este tipo de tecnología garantizará un éxito del casi el 100% en la restauración, sin dejar a un lado que el odontólogo tendrá que completar con una correcta toma de impresión y cementado. Las restauraciones diseñadas con el sistema CAD/CAM tienden a obtener un ajuste y sellado íntimo con la estructura dental en la línea de preparación (Alghazzawi, 2016).

En la odontología pediátrica actualmente el sistema digital se utiliza sobre todo para la creación de coronas prefabricadas de dióxido de zirconio, sin embargo, la gran desventaja de utilizar este tipo de sistema en paciente pediátricos, es que se fabrican en sistemas cerámicos rígidos, lo que dificulta el ajuste en boca de las restauraciones. Aunado a esto, para la correcta elección del material de recubrimiento total en odontopediatría; siempre debemos considerar un parámetro de desgaste semejante al que ocurre entre superficies oclusales o incisales de los dientes naturales de la primera dentición (Ashima & cols, 2014).

Partiendo de la comparativa de tres alternativas de materiales (Disilicato de litio, polímero reforzado con fibra de vidrio y resina 3D de alta resistencia mecánica) contra coronas de acero inoxidable como grupo control; en relación a su desempeño mecánico. Formulamos la pregunta de investigación: ¿Qué material propuesto posee propiedades físico-mecánicas, para ser considerado una buena opción o en su defecto, el mejor material restaurador de cobertura completa en molares primarios?

3.1. JUSTIFICACIÓN.

En la odontología actual uno de los principales propósitos es lograr una apariencia estética en las restauraciones, esto definitivamente también aplica en la odontopediatría.

Por tal motivo, la presente investigación propone la evaluación del comportamiento físico-mecánico de tres alternativas de biomateriales de restauración, viables para la elaboración de coronas anteriores infantiles de recubrimiento total. Una vez comprendido el comportamiento físico-mecánico de cada material nos permitirá elegir uno. Posteriormente, junto con la elaboración de diseños digitales de las coronas; permitirá tener un sistema de rehabilitación de dientes primarios, único y con posibilidad de que la ENES León de la UNAM pueda obtener, implementar e incluso patentar su propio sistema de coronas prefabricadas infantiles.

3.2. HIPÓTESIS.

H₁ Los materiales de restauración evaluados (disilicato de litio, resina reforzada con fibra de vidrio y resina 3D de alta resistencia mecánica), obtendrán mejores resultados de estabilidad de color, dureza y abrasión en comparación con el acero-cromo.

H₀ Los materiales de restauración evaluados (disilicato de litio, resina reforzada con fibra de vidrio y resina 3D de alta resistencia mecánica), no obtendrán mejores resultados de estabilidad de color, dureza y abrasión en comparación con el acero-cromo.

3.3. OBJETIVO GENERAL.

Elaborar un catálogo de coronas prefabricadas para la restauración de dientes primarios anteriores y posteriores, a base de diversos materiales cerámicos, lo que permitirá tener una opción de restauración estética pediátrica a largo plazo dentro las instalaciones de la ENES León UNAM.

3.3.1. Objetivos Específicos.

- Elaborar diseños de coronas prefabricadas mediante software digital, cumpliendo con el diseño anatómico y fisiológico requerido, esto se llevará a cabo en el laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES León de la UNAM.
- Medir la dureza mediante el método Vickers de muestras elaboradas de: cerámica vítrea (Cerámica B), polímero reforzado (Polímero C) y resina 3D de alta resistencia (Polímero B); en el Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Departamento de Materiales Metálicos y Cerámicos del Instituto de Materiales de la UNAM.
- Medir la abrasión de muestras elaboradas de: cerámica vítrea (Cerámica B), polímero reforzado (Polímero C) y resina 3D de alta resistencia (Polímero B); sobre el esmalte dental primario siguiendo el método de abrasión de Steger, en el Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES Unidad León de la UNAM.

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.

4.1. Tipo de Estudio.

Longitudinal: Se observará al mismo grupo de muestras de manera repetida a lo largo de un período de tiempo específico, durante la investigación de carácter científico. Así mismo, se estudiarán las tendencias y cambios en cuanto a la dureza, estabilidad de color y abrasión que produzca cada muestra.

Observacional: Debido a que se examinará el comportamiento de cuatro materiales dentales en donde se llevarán a cabo mediciones de dureza interpretadas en sus respectivas escalas de medición: HV, ΔE y μm .

Comparativo: Se evaluará y comparará en las dos escalas de medición los cuatro diferentes materiales dentales.

4.2. Tamaño de la Muestra

N = 30 muestras.

Se realizaron 10 muestras por cada grupo de trabajo, cerámica B, polímero C y polímero B. Cuyas dimensiones fueron:

- Cerámica B: de 10.0 ± 0.1 mm en profundidad, 10.0 ± 0.1 mm de ancho y 15 ± 0.1 mm de altura.
- Polímero C: de 10.0 ± 0.1 mm en profundidad, 10.0 ± 0.1 mm de ancho y 15 ± 0.1 mm de altura.
- Polímero B: de 10.0 ± 0.1 mm en profundidad, 10.0 ± 0.1 mm de ancho y 15 ± 0.1 mm de altura.

4.3. Criterios De Selección.

4.3.1. Criterios de Inclusión.

- Muestras elaboradas de bloques de cerámica vítrea.
- Muestras elaboradas de discos resina reforzada con fibra de vidrio.
- Muestras elaboradas de resina de alta resistencia para impresión 3D.
- Muestras que cumplan con las dimensiones especificadas.

4.3.2. Criterios de Exclusión

Todas aquellas muestras que no cumplan con los requisitos de inclusión para el estudio.

4.3.3. Criterios de Eliminación.

Muestras que sufran roturas al momento de ajustar las medidas.

4.4. Variables

4.4.1. Variables Independientes

VARIABLES INDEPENDIENTES					
VARIABLE		DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN	Tipo de variable
Material de Restauración.	Cerámica B.	Cerámica vítrea	Material de alta resistencia y altamente estético, utilizado para las tecnologías de inyección y CAD/CAM	Unidad.	Cualitativa.
	Polímero C.	Polímero reforzado con fibra de vidrio.	Tecnopolímero compuesto por una resina termoendurecedora y por un refuerzo multidireccional de fibra de vidrio	Disco.	
	Polímero B.	Resina líquida curable mediante radiación UV.	Termoplástico amorfo	Unidad impresa	

4.4.2. Variables Dependientes

VARIABLES DEPENDIENTES				
VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN	TIPO DE VARIABLE
Dureza Vickers	Resistencia de un material al ser deformado o penetrado. El cociente de la carga de ensayo por el área de la huella del indentador.	Será la medida obtenida una vez que el indentador incide perpendicularmente sobre la superficie de la muestra, bajo acción de una carga a velocidad controlada.	HV	Cuantitativa
Abrasión	El desgaste producido por la interacción entre dos materiales de diferente composición.	Será la medida de desgaste obtenida cuando la muestra entre en contacto con una superficie rotatoria abrasiva, con cierta cantidad de fuerza (N), a determinados ciclos y tiempo específico.	µm	Cuantitativa

CAPÍTULO V

5. MÉTODOS

5.1. Elaboración de Diseños Digitales de Coronas Infantiles Anteriores y Posteriores.

5.1.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- Computadora de escritorio.
- Escáner de modelos de yeso.
- Software de diseño digital.
- Modelos de silicona de dientes para realizar el desgaste.

5.1.2. Método para la Determinación de las Dimensiones Antropométrica Base.

Para la elaboración de los diseños prototipo de las coronas anteriores, se establecieron las dimensiones a partir de las mediciones antropométricas de dientes de la primera dentición; obtenidas por diferentes autores.

En un estudio se midieron los dientes deciduos de 143 cadáveres pertenecientes a la colección de la iglesia Spitalfields en Londres, con los datos obtenidos se realizó una base de datos y se obtuvo un promedio y desviación estándar del tamaño de cada diente, los cuales se describen en las siguientes tablas (Liversidge y cols , 1999).

Diente	Distancia	Desviación estándar.
Incisivo central superior	4.97 mm	0.35
Incisivo lateral superior	4.69 mm	0.35
Canino superior	5.86 mm	0.45
Primer molar superior	8.43 mm	0.36
Segundo molar superior	9.44 mm	0.35
Incisivo central inferior	3.77 mm	0.29
Incisivo lateral inferior	4.24 mm	0.35
Canino inferior	5.30 mm	0.32
Primer molar inferior	6.86 mm	0.42
Segundo molar inferior	8.51 mm	0.37

Tabla 3. Distancia mesiodistal en tercio medio de los dientes de la primera dentición (Fuente directa).

Diente	Distancia	Desviación estándar.
Incisivo central superior	6.22 mm	0.40
Incisivo lateral superior	5.02 mm	0.29
Canino superior	6.64 mm	0.45
Primer molar superior	6.95 mm	0.37
Segundo molar superior	8.65 mm	0.45
Incisivo central inferior	4.07 mm	0.25
Incisivo lateral inferior	4.63 mm	0.35
Canino inferior	5.76 mm	0.36
Primer molar inferior	8.01 mm	0.49
Segunda molar inferior	10.01 mm	0.48

Tabla 4. Distancia bucolingual en tercio medio de los dientes de la primera dentición (Fuente directa).

5.1.3. Método para Determinar las Dimensiones de los Diseños Digitales Prototipo de Coronas Anteriores.

A partir de la consideración de las medidas antropométricas, se obtuvo una media y se designaron las siguientes dimensiones para los diseños digitales de las coronas infantiles en sector anterior.

<i>Incisivo central superior derecho</i>						
	1A1	1A2	1A3	1A4	1A5	1A6
Mesiodistal	5.82mm	5.98mm	6.14mm	6.30mm	6.46mm	6.62mm
Bucolingual	4.62mm	4.76mm	4.90mm	5.04mm	5.18mm	5.32mm

<i>Incisivo lateral superior derecho</i>						
	1B1	1B2	1B3	1B4	1B5	1B6
Mesiodistal	4.73mm	4.85mm	4.96mm	5.08mm	5.20mm	5.31mm
Bucolingual	4.34mm	4.48mm	4.62mm	4.76mm	4.90mm	5.04mm

<i>Canino superior derecho</i>						
	1C1	1C2	1C3	1C4	1C5	1C6
Mesiodistal	6.19mm	6.37mm	6.55mm	6.73mm	6.91mm	7.09mm
Bucolingual	5.41mm	5.59mm	5.77mm	5.95mm	6.13mm	6.31mm

<i>Incisivo central superior izquierdo</i>						
	2A1	2A2	2A3	2A4	2A5	2A6
Mesiodistal	5.82mm	5.98mm	6.14mm	6.30mm	6.46mm	6.62mm
Bucolingual	4.62mm	4.76mm	4.90mm	5.04mm	5.18mm	5.32mm

<i>Incisivo lateral superior izquierdo</i>						
	2B1	2B2	2B3	2B4	2B5	2B6
Mesiodistal	4.73mm	4.85mm	4.96mm	5.08mm	5.20mm	5.31mm
Bucolingual	4.34mm	4.48mm	4.62mm	4.76mm	4.90mm	5.04mm

<i>Canino superior izquierdo</i>						
	2C1	2C2	2C3	2C4	2C5	2C6
Mesiodistal	6.19mm	6.37mm	6.55mm	6.73mm	6.91mm	7.09mm
Bucolingual	5.41mm	5.59mm	5.77mm	5.95mm	6.13mm	6.31mm

<i>Incisivo central inferior izquierdo</i>						
	3A1	3A2	3A3	3A4	3A5	3A6
Mesiodistal	3.82mm	3.92mm	4.02mm	4.12mm	4.22mm	4.32mm
Bucolingual	3.48mm	3.60mm	3.70mm	3.82mm	3.90mm	4.06mm

<i>Incisivo lateral inferior izquierdo</i>						
	3B1	3B2	3B3	3B4	3B5	3B6
Mesiodistal	4.28mm	4.42mm	4.56mm	4.70mm	4.84mm	4.98mm
Bucolingual	3.89mm	4.03mm	4.17mm	4.31mm	4.45mm	4.59mm

<i>Canino inferior izquierdo</i>						
	3C1	3C2	3C3	3C4	3C5	3C6
Mesiodistal	5.40mm	5.54mm	5.7mm	5.83mm	5.98mm	6.12mm
Bucolingual	4.98mm	5.10mm	5.24mm	5.36mm	5.49mm	5.62mm

<i>Incisivo central inferior derecho</i>						
	4A1	4A2	4A3	4A4	4A5	4A6
Mesiodistal	3.82mm	3.92mm	4.02mm	4.12mm	4.22mm	4.32mm
Bucolingual	3.48mm	3.60mm	3.70mm	3.82mm	3.90mm	4.06mm

<i>Incisivo lateral inferior derecho</i>						
	4B1	4B2	4B3	4B4	4B5	4B6
Mesiodistal	4.28mm	4.42mm	4.56mm	4.70mm	4.84mm	4.98mm
Bucolingual	3.89mm	4.03mm	4.17mm	4.31mm	4.45mm	4.59mm

<i>Canino superior derecho</i>						
	4C1	4C2	4C3	4C4	4C5	4C6
Mesiodistal	5.40mm	5.54mm	5.7mm	5.83mm	5.98mm	6.12mm
Bucolingual	4.98mm	5.10mm	5.24mm	5.36mm	5.49mm	5.62mm

5.1.4. Método para el Diseño Digital de los Prototipos de Coronas Anteriores.

Se obtuvieron modelos de dientes en silicona con el fin de obtener registro físico de los tamaños en los que se trabajaría, a estos modelos se les retiraron excedentes de material. A los modelos obtenidos se les realizó el desgaste o preparación dental con ayuda de micromotor y fresa 169 L respetando el grosor mínimo indicado en cada uno de los materiales que se proponen en esta investigación, esto con el fin de mantener las características ideales del material (fig. 3)



Fig. 3 Modelos de silicona con desgaste respetando los grosores mínimos (Fuente directa).

Una vez realizado el desgaste en cada uno de los modelos, estos fueron escaneados con ayuda del escáner de modelos digitales, esto con el fin de obtener un modelo digital de cada uno de los 72 tamaños establecidos para la elaboración del catálogo. El diseño digital se inició estableciendo el grosor del material, esto con el fin de mantener las dimensiones estables, después se continuó con la modificación de las dimensiones mesio-distal así como la dimensión bucolingual, respetando las dimensiones establecidas. Finalmente, los diseños digitales fueron adaptados al margen gingival de la manera más íntima posible, de igual manera, se modificaron y corrigieron los perfiles de emergencia de cada uno de los modelos con el fin de evitar sobre contorno en la restauración lo que puede causar problemas gingivales a futuro en el paciente (fig. 4)

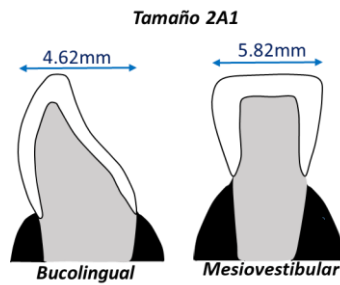


Fig. 4 Diagrama de las medidas utilizadas para realizar modelos digitales (Fuente directa).

Se verificó que cada uno de los modelos digitales cumpliera con los requerimientos de cada uno de materiales, así como de todas las características anatómicas del diente correspondiente, esto con el fin de obtener características necesarias para el óptimo desempeño de cada uno de los materiales a utilizar.

5.2. Elaboración de Muestras para Pruebas Mecánicas.

5.2.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- Software de diseño digital.
- Fresadora Roland.
- Impresora 3D.
- Disco de Cerámica B
- Disco de Polímero C.
- Polímero B.

5.2.2. Método.

Las muestras que fueron utilizadas en las pruebas de dureza y abrasión, se diseñaron mediante software de diseño digital (Meshmixer); se optó por un prisma rectangular con medidas 15 mm x 15 mm x 10 mm, esto con el fin de ser compatibles con los portaobjetos de los aparatos de prueba y, además, esto permitió aprovechar al máximo el material de tal manera que se obtuvieron varias mediciones de dureza en una sola muestra (fig. 5). Una vez obtenido el diseño, se exportó a un archivo. stl para poder ser cargado en los diferentes softwares de fresado e impresión 3D.

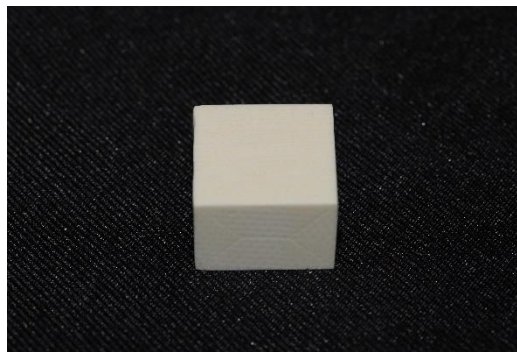


Fig. 5 Muestra Polímero C con medidas 15 mm x 15 mm x 10mm (Fuente directa).

Para la elaboración de las muestras de la cerámica B y polímero C fue utilizado un software y equipo con la tecnología CAD/CAM (fig. 6) Una vez terminado el proceso de fresado del equipo utilizado, a cada una de las muestras se les retiraron excedentes de material, a su vez, el material fue pulido con el fin de obtener la superficie más regular y fina posible dentro de las limitantes de material y del equipo utilizado para este proceso (micromotor y fresas pulidoras).

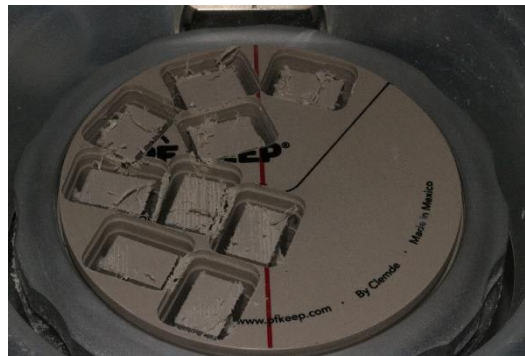


Fig. 6 Muestras del polímero C elaboradas con la ayuda de tecnología CAD-CAM (Fuente directa).

Para la realización de las muestras del polímero B se utilizó una impresora 3D Form Labs 2 (fig. 7), a cuyo software se cargó el archivo stl del prisma rectangular y se envió a impresión. Una vez que el equipo terminó de imprimir las muestras, éstas fueron sometidas a un proceso de post-polimerizado con ayuda de una cámara de fotopolimerización bajo un ciclo de 25 minutos (figura 8 y 9), una vez terminado dicho proceso, las muestras fueron retiradas y se verificó que estas mantuvieran las dimensiones de manera correcta. De igual manera, cuando el proceso de polimerizado estuvo completo, a la muestra se les retiraron excedentes con ayuda de micromotor y fresas pulidoras.



Fig.7 Impresora 3D Form Labs 2 (Fuente directa).



Fig. 8 Horno de fotopolimerizado Lumamat 100 (Fuente directa).



Fig. 9 Ciclo de fotopolimerizado de 15 minutos (Fuente directa).

5.3. Medición de la Dureza Vickers a través de Ensayo Mecánico.

5.3.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- Durómetro Matsuzawa MHT2 (High Quality Micro Hardness Tester, Japón). con punta de diamante piramidal y base cuadrada (fig.10)
- 30 muestras de los materiales a evaluar, 10 por cada material

5.3.2. Método.

Previo a iniciar con la prueba, se estableció que se utilizaría un indentador de forma piramidal; el cual está indicado para la medición de dureza vickers, de igual manera se estableció que a los 3 diferentes materiales se les aplicaría una carga de 30 kilogramos durante *10 segundos*.



Fig. 10 Durómetro Matsuzawa MHT2 (High Quality Micro Hardness Tester, Japón). con punta de diamante piramidal y base cuadrada (Fuente directa)

La obtención de la medida con base a la escala de dureza vickers se hizo mediante la medición de las diagonales formadas a partir de la indentación en el material, las medidas de las diagonales se obtuvieron de manera manual con la ayuda del microscopio integrado en el durómetro Matsuzawa MHT2. Posteriormente, se registraron las dos diagonales de la huella y también se obtuvieron de manera manual con la ayuda del microscopio integrado en el durómetro Matsuzawa MHT2 (fig. 11), diagonal vertical (dv) y diagonal horizontal

(dh) hecho por el indentador en la muestra. Se obtuvo un promedio denominándolo diagonal (d) la cual será empleada en la siguiente fórmula.

$$HV = \frac{(1854)(gf)}{d^2}$$

Dónde:

HV es la dureza Vickers.

gf es la carga empleada en gramos fuerza.

d² es el promedio de las diagonales en micrómetros al cuadrado (μm^2).

1854 es una constante.

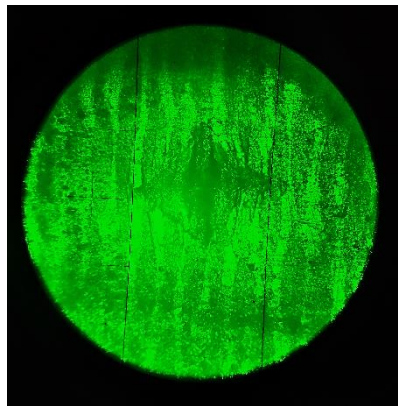


Fig. 11 Huella del indentador en el material. (Fuente directa)

La medición de las diagonales se realizó inmediatamente después de haber hecho la carga. A cada muestra se le realizó tres indentaciones distribuidas en toda la superficie. Por cada grupo se analizaron 10 muestras dando un total de 30 muestras y 90 indentaciones.

Para el polímero A fue necesario utilizar un pigmento en color negro, debido a que por el color de material este perdía contraste en el microscopio y la obtención de la medición era imposible (fig. 12).

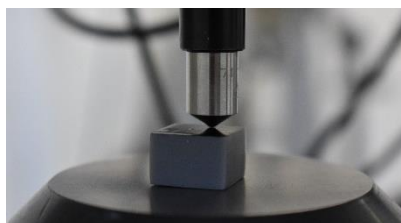


Fig. 12 muestra del polímero A con pigmento negro (Fuente directa).

Para el polímero C, de igual manera fue necesario utilizar un pigmento en color negro como en el polímero A, debido a que por el color de material perdía contraste en el microscopio y la obtención de la medición era imposible (fig.13)

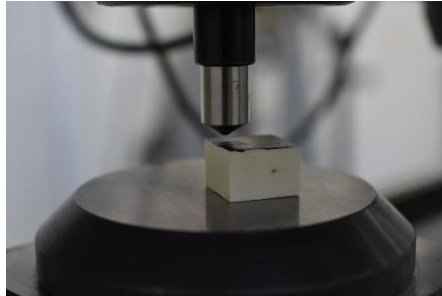


Fig. 13 Muestra Polímero C con pigmento negro
(Fuente directa).

Para la cerámica B fue necesario utilizar un pigmento en color rojo, debido a que el color de material producía una pérdida de contraste en el microscopio y la obtención de la medición era imposible (fig. 14)

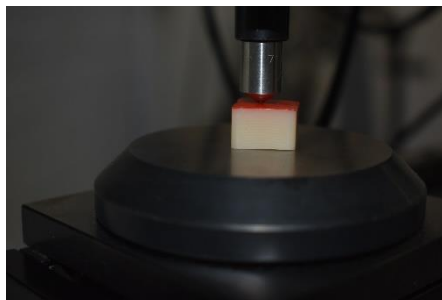


Fig. 14 Muestra de Cerámica B con pigmento rojo
(fuente directa)

Al realizar cada una de las indentaciones en la muestra se realizó una recopilación de la información a manera de tabla de datos, esto con el fin de poder tener la información de manera correcta y fácil de entender.

5.4. Medición de la Abrasión.

5.4.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- Sistema de abrasión.
- Indentadores abrasivos.
- Muestras, cerámica B (10 n), polímero C (10 n) y polímero B (10 n).
- Calibrador digital SATA (9151, 0-150MM).
- Micrómetro (Woodstock W2504, 0 A 1 Pulgada).
- Agua común.
- Medidas de protección (bata, lentes y tapones auditivos).
- Lijas de agua: grano 180 y 220 (C-99-180 FANDELI y Lag220 Surtek).

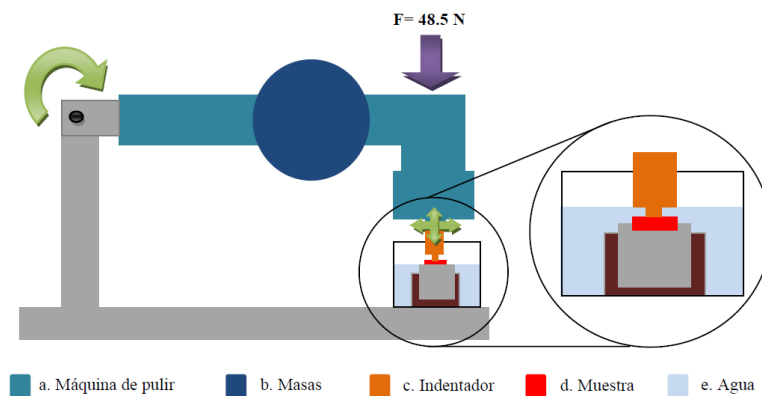


Fig. 15 Vista esquemática del sistema de abrasión (Steger & Caballero, 2010)

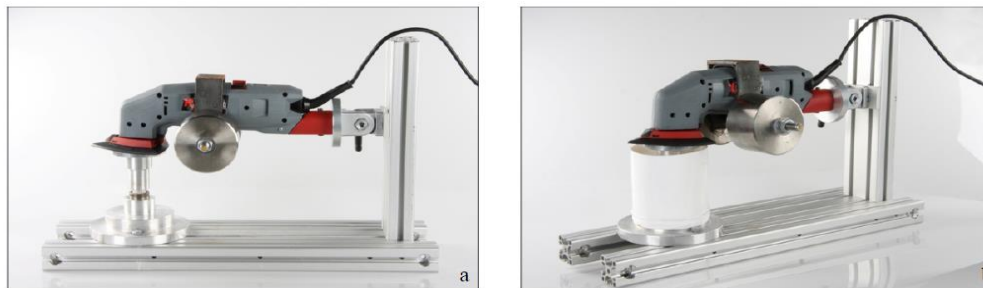


Fig. 16: Sistema de abrasión. A) Sin el recipiente de agua. B) con el recipiente de agua (Steger & Caballero, 2010)

5.4.2. Método de Prueba.

Siguiendo el método de prueba de abrasión Steger; desarrollamos un sistema de abrasión (fig.18) fue construido a partir de una pulidora Ryobi (amoladora angular de 115mm, 4 ½ pulgadas, AG454), de 11,000 RPM. Fabricada con componentes en aluminio y acero inoxidable, un brazo móvil, sujetadores para muestras de materiales dentales e identadores abrasivos (Steger & Caballero, 2010) (fig.19)



Fig. 18 Sistema de abrasión utilizando pulidora Ryobi (Fuente directa)



Fig. 19 Sujetadores para muestras de materiales dentales e identadores abrasivos (Fuente directa)

Para lograr una mayor estabilidad, se añadió peso a cada lado del sistema (fig.20), 4 discos de 1kg c/u (4kg en total) logrando un momento de trabajo en el identador que esta sobre la muestra, esto para reproducir el efecto de la abrasión dental y no producir deformaciones en el material.



Fig. 20 Discos de 1 Kg de peso (4 kg en total) utilizados para lograr mayor estabilidad (Fuente directa)

Las pruebas requirieron de un medio acuoso, en el diseño del sistema abrasivo del “Método Steger” no cuenta con un contenedor propio, sino que y por separado, uno de apariencia plástica fue integrado. Gracias a nuestro diseño, se

incorporó la fabricación de un recipiente de acero inoxidable (Fig. 21). Facilitando el control del aumento de temperatura ocasionado por la fricción.

Cada muestra quedó inmersa en agua, por ende, el área de abrasión muestra-indentador quedó en todo momento sumergida (fig. 22).



Fig. 21 recipiente de acero inoxidable con aditamento de plástico externo, lo cual permite mayor control en la temperatura (Fuente directa)

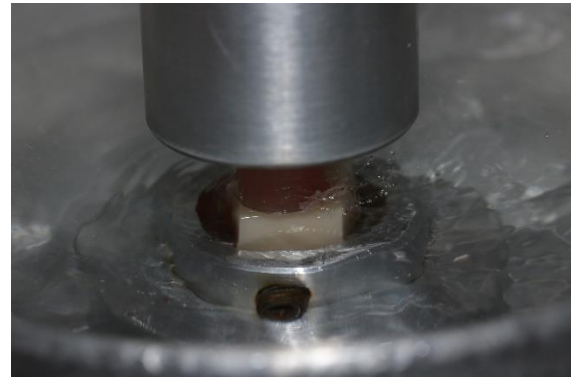


Fig. 22 Debido al diseño del contenedor cada muestra queda inmersa en agua, por ende, el área de abrasión muestra-indentador queda en todo momento sumergida (Fuente directa).

La realización de las pruebas, se llevaron a cabo una por cada muestra, eligiendo aquella cara con menor grado de imperfecciones y donde no fue sometida a la prueba de dureza.

A todos los indentadores abrasivos se les retiró excedentes o imperfecciones con ayuda de lijas de agua (grado 180 y 220), retirando asperezas y proporcionando una mayor área de contacto. Los indentadores tuvieron una longitud promedio de 50 mm por un diámetro de 8 mm (fig. 23), fueron elaborados de acrílico termocurado por sus ventajas sobre el acrílico autocurable, su fácil reproductibilidad y su bajo costo. Baja solubilidad y módulo de flexión alto, permitiendo una adecuada resistencia al impacto de fuerzas. Dichas propiedades permitieron al material preservar sus dimensiones naturales a lo largo de las pruebas.



Fig. 23. Los indentadores tuvieron una longitud promedio de 50 mm por un diámetro de 8 mm (Fuente directa)

El sistema fue encendido en intervalos de tiempos cortos (8-12 min), con un descanso entre cada intervalo con el fin de evitar el sobre calentamiento del motor. La suma de los tiempos activos fue de un máximo de dos horas por muestra, o el tiempo máximo que soportó el ejemplar (desgaste considerable en un breve lapso de tiempo).

Antes de iniciar las pruebas, se verificaron las dimensiones de las muestras y el identador abrasivo a utilizar, se cambió de identador en caso de que éste perdiera aceleradamente su volumen. Con relación a este último, los datos fueron sumados para tener un total de pérdida de dicho identador en relación a una muestra específica. La funcionalidad de esta prueba se basó en la medición del efecto de la abrasión, representado como la pérdida de volumen de los materiales dentales.

|

CAPÍTULO VI

6. RESULTADOS

6.1. Medición de la Dureza Vickers a través de Ensayo Mecánico.

Después de realizar la prueba de dureza Vickers se obtuvieron los siguientes resultados.

6.1.1. Cerámica B.

El valor promedio de la dureza Vickers en la cerámica B fue de 805.64 +/- 106.16 HV; con este resultado podemos decir que el material es en promedio más duro que el esmalte dental, ya que la dureza del esmalte es en promedio de 270 a 420 HV.

6.1.2. Polímero C.

El valor promedio de la dureza Vickers en el polímero C fue de 63.55 HV +/- 7.12 con este resultado podemos decir que el material es en promedio menos duro que el esmalte dental, ya que la dureza del esmalte es en promedio de 270 a 420 HV.

6.1.3. Polímero B.

El valor promedio de la dureza Vickers en el polímero B fue de 21.77 HV +/- 1.82 con este resultado podemos decir que el material es en promedio menos duro que el esmalte dental, ya que la dureza del esmalte es en promedio de 270 a 420 HV.

6.1.4. Tablas de dureza Vickers.

PRUEBA DUREZA VICKERS (HV), CERÁMICA B			
EJEMPLAR	PRUEBA 1	PRUEBA 2	PRUEBA 3
1	835.50	877.50	717.00
2	718.00	706.00	595.50
3	1144.00	861.00	889.00
4	717.00	829.00	727.00
5	850.50	691.70	796.50
6	796.50	1003.50	783.00
7	777.00	838.00	736.00
8	829.50	682.00	771.00
9	924.00	853.50	834.00
10	888.00	789.00	709.00

Tabla 4 Resultados de la prueba de dureza en escala Vickers en cerámica B (Fuente directa)

PRUEBA DUREZA VICKERS (HV), POLÍMERO C			
EJEMPLAR	PRUEBA 1	PRUEBA 2	PRUEBA 3
1	73.50	88.00	69.00
2	64.50	57.00	60.00
3	57.00	64.50	55.50
4	66.00	70.00	78.00
5	60.00	60.00	60.00
6	66.00	67.50	67.50
7	61.50	57.00	63.00
8	61.50	61.50	57.00
9	57.00	58.50	63.00
10	61.50	66.00	55.00

Tabla 5 Resultados de la prueba de dureza en escala Vickers en polímero C (Fuente directa)

PRUEBA DUREZA VICKERS (HV), POLIMERO B			
EJEMPLAR	PRUEBA 1	PRUEBA 2	PRUEBA 3
1	21.08	25.19	18.33
2	20.88	21.59	22.44
3	26.40	23.49	20.27
4	19.03	21.01	21.41
5	20.50	20.27	20.15
6	23.60	20.18	21.51
7	22.90	23.01	22.30
8	18.72	22.34	23.65
9	20.44	22.29	22.47
10	24.14	21.85	21.68

Tabla 6 Resultados de la prueba de dureza en escala Vickers en polímero B (Fuente directa)

6.2. Medición de la Abrasión.

Después de realizar la prueba abrasión, se obtuvieron los siguientes resultados.

6.2.1. Cerámica B.

El valor promedio de la abrasión en la cerámica B fue de 0.12 mm +/- 0.04. con este resultado podemos observar que el material sufre un desgaste mínimo después de la prueba.

PRUEBA DE ABRASIÓN CERÁMICA B						
EJEMPLAR	MUESTRA		PÉRDIDA DE VOLUMEN	INDENTADOR ABRASIVO		PÉRDIDA DE VOLUMEN
	INICIAL (mm)	FINAL (mm)	mm	INICIAL (mm)	FINAL (mm)	mm
1	14.90	14.80	0.10	18.70	17.60	1.10
2	14.90	14.80	0.10	16.90	14.10	2.80
3	15.00	14.90	0.10	18.00	16.90	1.10
4	15.00	14.90	0.10	18.60	18.10	0.50
5	14.90	14.80	0.10	17.80	16.90	0.90
6	15.00	14.80	0.20	16.40	15.30	1.10
7	15.00	14.90	0.10	16.90	15.90	1.00
8	15.10	15.00	0.10	17.50	17.10	0.40
9	15.10	14.90	0.20	17.10	15.90	1.20
10	15.00	14.90	0.10	18.80	17.90	0.90

Tabla 7. Resultados de la prueba de abrasión en la cerámica B (Fuente directa)

6.2.2. Polímero C.

El valor promedio de la abrasión en el polímero C fue de 1.57 mm +/- 0.28. con este resultado podemos observar que el material sufre un desgaste importante después de la prueba.

PRUEBA DE ABRASIÓN POLÍMERO C						
EJEMPLAR	MUESTRA		PÉRDIDA DE VOLUMEN	INDENTADOR ABRASIVO		PÉRDIDA DE VOLUMEN
	INICIAL (mm)	FINAL (mm)	mm	INICIAL (mm)	FINAL (mm)	mm
1	15.20	13.70	1.50	50.00	17.10	32.90
2	15.20	13.50	1.70	52.00	18.80	33.20
3	15.30	13.90	1.40	51.00	18.40	32.60
4	15.00	13.70	1.30	50.00	17.10	32.90
5	15.20	13.80	1.40	51.00	16.70	34.30
6	15.20	13.80	1.40	52.00	18.10	33.90
7	15.10	13.10	2.00	50.00	17.60	32.40
8	15.20	13.60	1.60	51.00	17.40	33.60
9	15.30	13.20	2.10	52.00	16.60	35.40
10	15.20	13.90	1.30	53.00	17.00	36.00

Tabla 8 Resultados de la prueba de abrasión en el polímero C (Fuente directa)

6.2.3. Polímero B.

El valor promedio de la abrasión en el polímero B fue de 12.43 mm +/- 2.29. Con este resultado podemos observar que el material sufre un desgaste excesivo después de la prueba.

PRUEBA DE ABRASIÓN POLÍMERO B						
EJEMPLAR	MUESTRA		PÉRDIDA DE VOLUMEN	INDENTADOR ABRASIVO		PÉRDIDA DE VOLUMEN
	INICIAL (mm)	FINAL (mm)	mm	INICIAL (mm)	FINAL (mm)	mm
1	15.00	4.00	11.00	18.70	7.00	11.70
2	15.00	4.60	10.40	19.00	8.30	10.70
3	14.90	7.80	7.10	18.00	8.00	10.00
4	15.30	2.10	13.20	20.00	7.50	12.50
5	14.90	2.10	12.80	19.00	8.60	10.40
6	15.10	0.80	14.30	18.50	7.50	11.00
7	15.20	1.30	13.90	19.00	7.20	11.80
8	14.90	1.50	13.40	18.00	8.10	9.90
9	15.20	0.90	14.30	19.00	5.00	14.00
10	15.00	1.10	13.90	18.00	6.90	11.10

Tabla 9 Resultados de la prueba de abrasión en la polímero B (Fuente directa)

6.3. Análisis Estadístico Dureza.

Se aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significancia $\alpha=0.05$ y una prueba de Tukey para la comparación de medias de los valores obtenidos de dureza de las muestras elaboradas con los materiales *cerámica B*, *polímero C* y *polímero B*.

DUREZA VICKERS (HV)	
MATERIAL	MEDIA y DS
<i>Cerámica B.</i>	805.6 \pm 106.20
<i>Polímero C.</i>	63.55 \pm 7.13
<i>Polímero B.</i>	21.77 \pm 1.83

Tabla 10 resultados de media y desviación estándar de la prueba de dureza Vickers (Fuente directa)

Con base a la prueba estadística, para determinar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las medias de dureza de los grupos de estudio, se estableció que el valor de $P < 0.05$. De esta manera, al comparar los dos *polímeros (C y B)* con la *cerámica B*, encontramos un valor de $p = < 0.0001$, por tal motivo se comprueba una diferencia estadísticamente significativa en las medias de dureza de los grupos mencionados.

Por otra parte, comparando entre sí a ambos *polímeros (C y B)*; encontramos un valor de $p = 0.0268$. Por tal motivo, podemos comprobar que entre los grupos analizados no hubo diferencias estadísticamente significativas.

6.4. Análisis Estadístico Abrasión sobre Sustratos de Material de Restauración.

Se aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significancia $\alpha=0.05$ y una prueba de Tukey para la comparación de medias de los valores obtenidos de abrasión de las muestras elaboradas con los materiales *cerámica B*, *polímero C* y *polímero B*.

ABRASIÓN (mm)	
MATERIAL	MEDIA y DS
<i>Cerámica B.</i>	0.12 ± 0.04
<i>Polímero C.</i>	1.57 ± 0.28
<i>Polímero B.</i>	12.43 ± 2.29

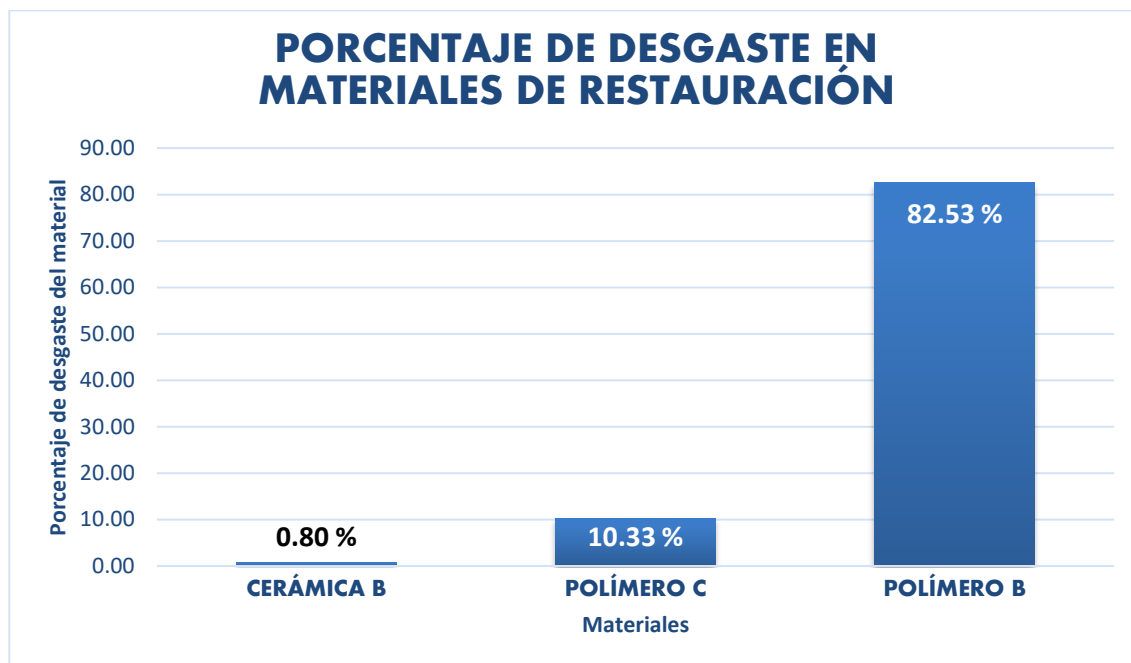
Tabla 11 Análisis estadístico de los resultados de abrasión en los materiales (Fuente directa)

Con base a la prueba estadística, para determinar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión de los grupos de estudio, se estableció el valor de $P<0.05$.

De esta manera, al comparar el *polímero B* con la *cerámica B*, encontramos un valor de $p=<0.0001$, atribuyendo así la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión de los grupos mencionados. Aunado a esto, si comparamos el *polímero C* con la *cerámica B*; observamos que el valor de $p=0.0563$; por tal motivo no existieron diferencias estadísticamente significativas en las medias de abrasión de los grupos comparados.

Por otra parte, al comparar entre sí ambos polímeros (*C* y *B*); encontramos un valor de $p=<0.0001$. Por tal motivo, podemos comprobar que entre los grupos analizados también hubo diferencias estadísticamente significativas.

Finalmente, el porcentaje de desgaste de cada material de restauración se muestra en la siguiente gráfica.



Gráfica 1 Porcentaje de desgaste que presento cada uno de los materiales después de ser sometidos a la prueba. (Fuente directa)

6.5. Análisis Estadístico Abrasión sobre Sustratos del Indentador.

Además de analizar estadísticamente la abrasión de las superficies de los materiales de restauración propuestos en este trabajo, decidimos analizar estadísticamente la abrasión de la superficie de los indentadores empleados, esto con la intención de resolver la interrogante sobre ¿cuál material es más abrasivo?.

De igual manera, se aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significancia $\alpha=0.05$ y una prueba de Tukey para la comparación de medias de los valores obtenidos de abrasión de los indentadores que interactuaron con las muestras elaboradas con los materiales *cerámica B*, *polímero C* y *polímero B*.

ABRASIÓN (mm)	
MATERIAL	MEDIA y DS
<i>PMMA (B)</i> .	1.10 ± 0.65
<i>PMMA (C)</i> .	33.72 ± 1.20
<i>PMMA (B_{POLÍMERO})</i> .	11.31 ± 1.25

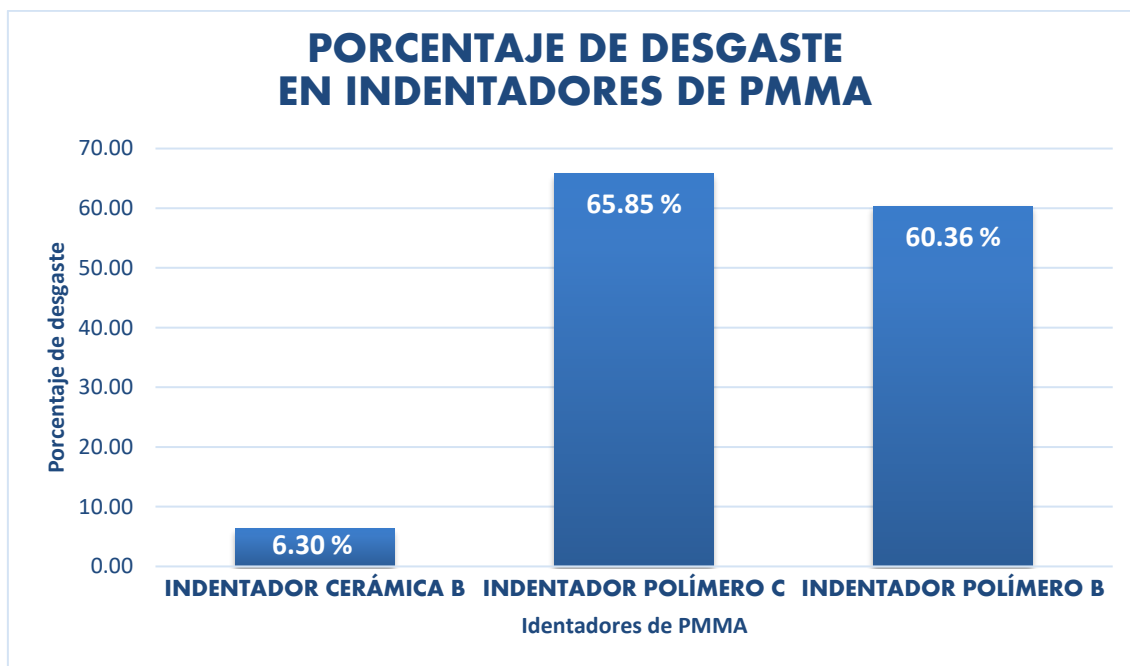
Tabla 12 Análisis estadístico de los resultados de la abrasión en los indentadores (Fuente directa)

Con base a la prueba estadística, para determinar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión de los grupos de estudio, se estableció el valor de $P<0.05$.

De esta manera, al comparar el sustrato de *PMMA(B)* con los *sustratos de PMMA (C)* y (*B_{POLÍMERO}*); encontramos valores de $p<0.0001$, atribuyendo así haber diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión de los grupos mencionados.

Por otra parte, al comparar el sustrato de *PMMA (D)* con el sustrato de *PMMA (B_{POLÍMERO})*, se encontró un valor de $p<0.0001$, por lo tanto, se atribuye que si hay una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos mencionados. Por lo tanto, se puede decir que los dos polímeros para restauración provocaron una mayor abrasión en sus sustratos de PMMA, en comparación con la cerámica B.

Finalmente, el porcentaje de desgaste de cada material de restauración se muestra en la siguiente gráfica.

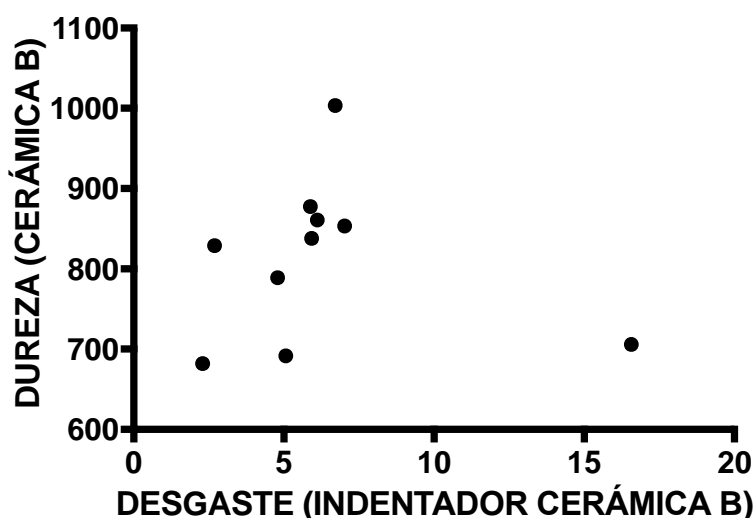


Gráfica 2 Resultados del porcentaje de desgaste de los indentadores de PMMA utilizados en la prueba. (Fuente directa)

6.6. Análisis de Correlación para: Desgaste del Indentador vs Dureza del Material de Restauración.

Para analizar la posible correlación de las variables: *desgaste del indentador* con la *dureza de su respectivo material de restauración*, se aplicó una prueba no paramétrica de correlación de Spearman con un nivel de significancia $\alpha=0.05$.

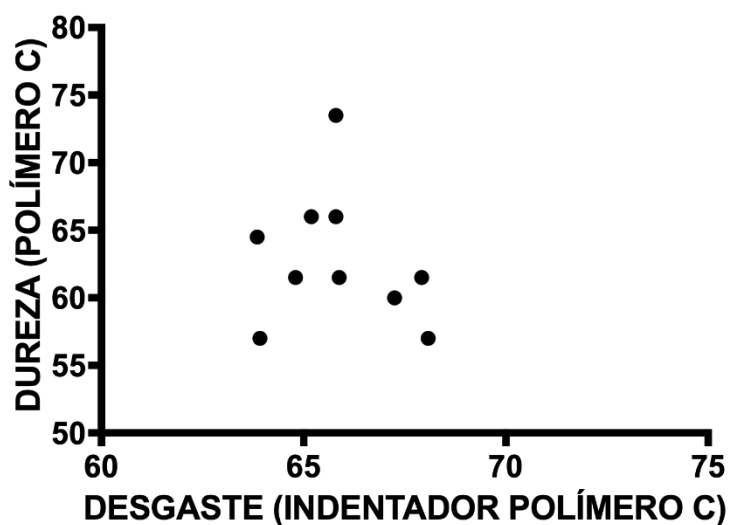
Correlación: Desgaste Indentador vs Dureza Cerámica B.



Gráfica 3 Correlacion entre el desgaste del indentador vs la dureza ceramica B (Fuente directa)

De acuerdo con los resultados de la prueba, en el grupo de la *cerámica B* con su respectivo indentador; se obtuvo un valor de $r = 0.4667$, lo cual en conjunto con el valor de $P = 0.0893$ y la distribución al azar de los puntos en la gráfica #3 demuestran que no hay una correlación significativa entre ambas variables. Aunque el valor positivo de r podría indicarnos que a medida que una variable aumenta la otra también; la aseveración carece de sustento, por tal motivo se requiere de un tamaño de muestra más grande.

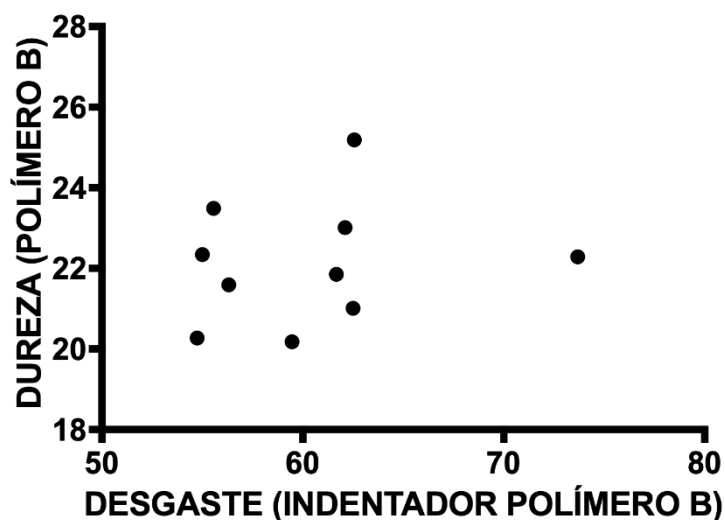
Correlación: Desgaste Indentador vs Dureza Polímero C.



Gráfica 4 Correlacion entre el desgaste del indentador vs la dureza polimero C (Fuente directa)

De acuerdo con los resultados de la prueba, en el grupo del *polímero C* con su respectivo indentador; se obtuvo un valor de $r = -0.2818$, lo cual en conjunto con el valor de $P = 0.212$ y la distribución al azar de los puntos en la gráfica #4 demuestran que no hay una correlación significativa entre ambas variables. Aunque el valor negativo de r podría indicarnos que a medida que una variable aumenta la otra disminuye; la aseveración carece de sustento, por tal motivo se requiere de un tamaño de muestra más grande.

Correlación: Desgaste Indentador vs Dureza Polímero B.



Gráfica 5 Correlacion entre el desgaste del indentador vs la dureza polimero B (Fuente Directa)

De acuerdo con los resultados de la prueba, en el grupo del *polímero B* con su respectivo indentador; se obtuvo un valor de $r = 0.2606$, lo cual en conjunto con el valor de $P = 0.2349$ y la distribución al azar de los puntos en la gráfica #5 demuestran que no hay una correlación significativa entre ambas variables. Aunque el valor negativo de r podría indicarnos que a medida que una variable aumenta la otra también; la aseveración carece de sustento, por tal motivo se requiere de un tamaño de muestra más grande.

CAPÍTULO VII

7. DISCUSIÓN

Tres materiales para la elaboración de restauraciones definitivas de cobertura total pediátricas fueron evaluados con base a sus propiedades físico-mecánicas para ser utilizados en el catálogo de coronas propuesto. Dicha evaluación fue realizada bajo un ambiente controlado.

El material que presentó mayor desgaste por abrasión fue el polímero B con un valor promedio de 12.43 mm +/- 2.29. Seguido por el polímero C con un valor promedio de 1.57 mm +/- 0.28. Finalmente, la cerámica B fue el material que presentó menor desgaste después de realizada la prueba con un valor promedio de 0.12 mm +/- 0.04.

Comparándolo con el estudio de Zarone y cols en 2019 la cerámica B presenta el menor desgaste por abrasión de todos los materiales del mercado; se realizó una comparación llegando a la conclusión que el desgaste de la cerámica B puede llegar a tener el mismo coeficiente de fricción y desgaste que el esmalte dental, lo que se asemeja a lo obtenido en nuestras pruebas

En la prueba de dureza Vickers el material que presentó mayor dureza en la prueba fue la cerámica B con un valor promedio de 805.64 HV +/- 106.16 durante la prueba. Seguido del polímero C con un valor promedio de 3.55 HV +/- 7.12. Finalmente, el material que presentó menor dureza Vickers durante la prueba fue el polímero B con un valor promedio de 21.77 HV +/- 1.82. Diversos estudios han demostrado que el esmalte dental humano tiene una dureza de 270 a 420 HV, tomando estos valores en cuenta podemos ver que solo la cerámica B tiene una dureza semejante a la del esmalte dental (Warkentin y cols, 2018)

Comparándolo con el estudio de Lin & Lin en 2020 donde la dureza promedio del polímero B fue de 17.25 HV este se encuentra por debajo de los resultados obtenidos en nuestras pruebas sin embargo son resultados semejantes. Por otro lado, Lawson en 2016 obtuvo una dureza en la cerámica B de 452.9 HV este se encuentra por debajo de los resultados obtenidos en nuestras pruebas.

En otro estudio en 2018 realizo una prueba in vitro de dureza a restauraciones de acero cromo, las cuales hasta la fecha son las restauraciones pediátricas de cobertura total más utilizadas en el mercado obteniendo un valor promedio de dureza de 161.48 +/- 2.02 con lo que concluimos que la cerámica B con su valor promedio de 805.64 HV +/- 106.16 es un material de restauración con una dureza superior, por otro lado ambos polímero B y C se encuentran en valor por debajo de las restauraciones de acero cromo (Gutiérrez & López, 2021)

En las restauraciones de cobertura total pediátricas siempre se debe considerar el parámetro de desgaste tanto en superficies oclusales e incisales de los dientes naturales de la primera dentición cuando estos se encuentran en oclusión con materiales de restauración. Estudios demostraron que el esmalte dental sometido a un sistema de abrasión tenía un desgaste de en promedio 0.01 mm lo que demuestra que los materiales sometidos nuestras pruebas tiene un valor promedio de desgaste superior al del esmalte dental, lo que sugiere que el esmalte dental no tendrá desgaste acelerado por el contacto de los materiales de restauración trabajados, lo que hará que el paciente pueda tener un fisiológico en la dentición de manera correcta (Steger & Caballero, 2010) En 2012 un estudio demostró que el desgaste por abrasión en la dentición primaria puede llegar a ser más severa que en la dentición permanente, en este estudio se encontró que el 98.4 % de los paciente sometidos a un examen bucal en busca de desgaste dental (262) presentaban abrasión en uno o mas dientes, siendo los caninos superiores los que presentaban este desgaste en mayor número (Gatou & Mamai-Homata, 2012). La dentición primaria suele tener un esmalte aprismático en la superficie, muestran un mayor grado de porosidad del esmalte, un menor grado de mineralización, un mayor contenido de dióxido de carbono y carbonato en el esmalte, así como un menor contenido de fósforo que en su sucesor permanente. Estas diferencias en la estructura y composición química entre el esmalte primario y permanente puede desempeñar un papel en el desarrollo y progresión del desgaste por abrasión (Correr & cols., 2007)

Respecto a la prueba y resultados de la dureza Vickers podemos decir que la dureza de los materiales en relación a la dureza del esmalte dental se encuentra

en dos parámetros, la cerámica B es significativamente más dura que el esmalte, sin embargo, por la flexión que el material tiene dentro de sus características lo mantiene como uno de los materiales ideales para la restauración de cobertura total en pacientes pediátricos (El Makawi & Khattab, 2019).

CAPÍTULO VIII

8. CONCLUSIÓN

Con base a las pruebas realizadas y a los resultados que obtuvimos con ellas podemos afirmar que la cerámica B es una excelente alternativa para ser utilizada como material de restauración con las coronas de nuestro catalogo propuesto. El coeficiente de abrasión que el material presentó nos hace darnos cuenta que es altamente eficiente al desgaste presentado en pacientes pediátricos, por su dureza y capacidad de flexión este no ocasionara un desgaste acelerado al conocido desgaste fisiológico que ocurre en paciente pediátricos.

La dureza en escala Vickers que la cerámica B presento nos hace concluir que es un material de gran dureza, sin embargo, por composición (cerámica y vidrio) es un material ligero, la cerámica B no representará una carga o fuerza extra en la masticación del paciente, por lo cual este estará menos susceptible a desarrollar patologías o para funciones.

Por otro lado, el polímero C presentó un resultado de dureza que lo hace un material apto para ser utilizado como material de restauración con las coronas del catálogo propuesto. Aunque este material presento un valor promedio de dureza inferior al del esmalte dental y al de las coronas acero cromo, las características de este, así como sus usos en la odontología nos hace concluir que este material podría ser de amplia utilidad las restauraciones de cobertura total pediátricas.

En la prueba de degaste por abrasión el polímero C presento un desgaste significativo después de realizada la prueba, sin embargo, el desgaste entra dentro de los estándares del material pero por encima del desgaste que sufre el esmalte dental. Por lo que podemos concluir que el polímero C podría ser utilizado sin problemas en restauraciones de cobertura completa sin embargo se deberá realizar un correcto diagnóstico y evitar su uso en pacientes con para funciones o ámbitos que puedan acelerar el desgaste del material.

Finalmente, por resultados presentados en nuestras pruebas el polímero B presento las características menos aptas para poder ser material de restauración de nuestro catálogo propuesto. En la prueba de dureza el material obtuvo un valor promedio muy bajo lo que da como resultado tener un material muy poco resistente, sin embargo, al ser un material de origen plástico este tiende a tener una resistencia a la flexión superior a la de otros materiales que presentan una dureza mayor, esta característica puede ser favorable para utilizar este material en la elaboración de restauraciones de cobertura total.

En la prueba de desgaste por abrasión el polímero B presento un valor promedio de desgaste excesivo en comparación al desgaste presentado por los otros materiales de la prueba, lo que demuestra una desventaja notable del material al ser utilizado para una restauración sobre todo cuando el paciente pediátrico necesita que los dientes y restauraciones tengan un desgaste similar esto para llevar a cabo de manera correcta el desgaste fisiológico al que la dentición primaria se ve sometida.

El contar con un catálogo de restauraciones de cobertura total pediátricas para beneficio de la ENES León es de suma importancia para la comunidad tanto de alumnos, docentes y pacientes. El poder probar con cuáles materiales nuestro catálogo puede ser utilizado será una herramienta extra para ofrecerle a los pacientes una alternativa propia de la ENES.

Nuestro catálogo de coronas siempre buscara poderse adaptar a las necesidades de la comunidad, es decir el hecho de tener modelos en software de diseño 3D nos permite poder realizar modificaciones de tamaño o forma para algún caso en especial según este lo necesite. El poder contar diversos tamaños de coronas de cada uno de los dientes respaldados por estudios donde se evaluaron los diversos tamaños de la dentición primaria, nos permite abarcar de mejor manera la necesidad de cada uno de los pacientes.

A este estudio se le podría añadir una prueba de estabilidad color, esta para comprobar que tanto cambio de color puede sufrir una restauración elaborada con cada uno de los materiales con el paso del tiempo, así como poder conocer qué tipo de modificaciones de tonalidad y de la naturaleza que el material puede presentar con el paso de los años.

Otro tipo de estudio que se podría sumar a este trabajo sería un estudio de biocompatibilidad, y aunque existen muchos estudios donde se comprueba la capacidad de estos materiales para convivir con el medio bucal de manera correcta, el poder añadir estos datos con un estudio propio tendría un impacto relevante en la aceptación del catálogo presentado.

REFERENCIAS

- Adnad, B., & Velic, S. (2010). *Influence of Microwave Heating on the Polymerization Kinetics and Application Properties of the PMMA Dental Materials*. <https://doi.org/10.1002/app>
- Aiem, E., Smaïl-Faugeron, V., & Muller-Bolla, M. (2017). Aesthetic preformed paediatric crowns: systematic review. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 27(4), 273–282. <https://doi.org/10.1111/ipd.12260>
- Al Shobber, M. Z., & Alkhadra, T. A. (2017). Fracture resistance of different primary anterior esthetic crowns. *Saudi Dental Journal*, 29(4), 179–184. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2017.07.006>
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Ashima, G., Sarabjot, K. B., Gauba, K., & Mittal, H. (2014). Zirconia Crowns for Rehabilitation of Decayed Primary Incisors: An Esthetic Alternative. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(1), 18–22. <https://doi.org/10.17796/jcpd.39.1.t6725r5566u4330g>
- Basir, L., Meshki, R., Behbudi, A., & Rakhshan, V. (2019). Effects of Restoring the Primary Dentition with Stainless-Steel Crowns on Children's Salivary Nickel and Chromium Levels, and the Associations with Saliva pH: a Preliminary Before-After Clinical Trial. *Biological Trace Element Research*, 187(1), 65–73. <https://doi.org/10.1007/s12011-018-1376-0>
- Belduz Kara, N., & Yilmaz, Y. (2014). Assessment of oral hygiene and periodontal health around posterior primary molars after their restoration with various crown types. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 24(4), 303–313. <https://doi.org/10.1111/ipd.12074>
- Bell, S. J., Morgan, A. G., Marshman, Z., & Rodd, H. D. (2010). Child and parental acceptance of preformed metal crowns. *European Archives of Paediatric Dentistry : Official Journal of the European Academy of Paediatric Dentistry*, 11(5), 218–224. <https://doi.org/10.1007/BF03262750>
- Caglar, I., Ates, S. M., & Yesil Duymus, Z. (2018). An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of

- Resin Cement to Polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics*, 1–8.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12791>
- Chung, Y. J., Park, J. M., Kim, T. H., Ahn, J. S., Cha, H. S., & Lee, J. H. (2018). 3D printing of resin material for denture artificial teeth: Chipping and indirect tensile fracture resistance. *Materials*, 11(10), 1–13.
<https://doi.org/10.3390/ma11101798>
- Culhaoglu, A., & Park, J. (2013). A comparison of the wear resistance and hardness of two different indirect composite resins with a ceramic material, opposed to human enamel. *European Journal of General Dentistry*, 2(3), 274. <https://doi.org/10.4103/2278-9626.116024>
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., McGarry, T. J., Goldstein, G., Goodacre, C., Guckes, A., Mor-, S., Rosenstiel, S., & Vanblarcom, C. (2017). *The Glossary of Prosthodontic Terms Ninth Edition*. 1–105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>
- El Makawi, Y., & Khattab, N. (2019). In vitro comparative analysis of fracture resistance of lithium disilicate endocrown and prefabricated zirconium crown in pulpotomized primary molars. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 7(23), 4094–4100.
<https://doi.org/10.3889/oamjms.2019.864>
- El Shahawy, O. I., & O'Connell, A. C. (2016). Successful Restoration of Severely Mutilated Primary Incisors Using a Novel Method to Retain Zirconia Crowns – Two Year Results. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 40(6), 425–430. <https://doi.org/10.17796/1053-4628-40.6.425>
- Fuks, A. (2016). *molars : a pilot study. November 1999*.
- Ghiorghe, C. A., Topoliceanu, C., Andrian, S., Cârlescu, V., Pancu, G., Gamen, A. C., Nica, I., & Iovan, G. (2018). Studies on Vickers Hardness and the Elasticity Modulus of Materials for Dental Restoration. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*, 10(2), 38–45.
- Gutiérrez Marín, N., & López Soto, A. (2021). Evaluación in vitro de la dureza superficial en amalgamas y coronas de acero cromado. *Revista de Odontopediatría Latinoamericana*, 8(2), 8.

<https://doi.org/10.47990/alop.v8i2.150>

- Halal, R., Nohra, J., & Akel, H. (2018). Conservative anterior treatment with CAD-CAM technology and polymer-infiltrated ceramic for a child with amelogenesis imperfecta: A 2-year follow-up. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 710–712. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.018>
- Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22–29. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60005-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60005-0)
- Karthick, R., Sirisha, P., & Sankar, M. R. (2014). Mechanical and Tribological Properties of PMMA-Sea Shell based Biocomposite for Dental application. *Procedia Materials Science*, 6(Icmopc), 1989–2000. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.07.234>
- Kupietzky, A. (2015). Primary incisor restoration. *Handbook of Clinical Techniques in Pediatric Dentistry*, i, 13–28. <https://doi.org/10.1002/9781118998199.ch3>
- Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), e275–e283. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>
- Lin, C. H., Lin, Y. M., Lai, Y. L., & Lee, S. Y. (2020). Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 349–354. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.002>
- Litonjua, L. A. (2003). *ToothWear.pdf*. QUINTESSENCE INTERNATIONAL.
- Liversidge, H. M., & Molleson, T. I. (1999). Deciduous tooth size and morphogenetic fields in children from Christ Church, Spitalfields. *Archives of Oral Biology*, 44(1), 7–13. [https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(98\)00098-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(98)00098-3)
- Monica, S. (2012). Clinical article. *J Neurosurg Spine*, 17(December), 493–501. <https://doi.org/10.3171/2009.8.JNS09516>
- Mounajjed, R., Layton, D. M., & Azar, B. (2016). The marginal fit of E.max press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dental Materials Journal*, 35(6), 835–844. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-008>
- Oberoi, G., Nitsch, S., Edelmayr, M., Janjic, K., Müller, A. S., & Agis, H.

- (2018). 3D printing-Encompassing the facets of dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6(NOV), 1–13.
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00172>
- Ozdogan, A., & Yesil Duymus, Z. (2018). Investigating the Effect of Different Surface Treatments on Vickers Hardness and Flexural Strength of Zirconium and Lithium Disilicate Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 1–7.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12939>
- Park, J. M., Ahn, J. S., Cha, H. S., & Lee, J. H. (2018). Wear resistance of 3D printing resin material opposing zirconia and metal antagonists. *Materials*, 11(6), 1–10. <https://doi.org/10.3390/ma11061043>
- Pena, A., Gallardo, E. A., Moran, A., Bravo, J. A., & Vite, M. (2013). Micro-abrasion study of some dental restorative materials and enamel. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 227(5), 486–495.
<https://doi.org/10.1177/1350650113476440>
- Planells del Pozo, P., & AB, F. (2014). Zirconia Crowns - An Esthetic and Resistant Restorative Alternative For ECC Affected Primary Teeth. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(3), 193–196.
<https://doi.org/10.17796/jcpd.38.3.0255q84jt2851311>
- Ram, D., & Fuks, A. B. (2006). Clinical performance of resin-bonded composite strip crowns in primary incisors: A retrospective study. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 16(1), 49–54. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2006.00680.x>
- Ram, Diana, & Peretz, B. (2015). Composite crown-form crowns for severely decayed primary molars: a technique for restoring function and esthetics. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 24(4), 257–260.
<https://doi.org/10.17796/jcpd.24.4.u1784716nx571p82>
- Schullinger, J. N. (2000). *C HAPTER 1 Investigation*. 1–8.
- Scribante, A. (2018). Fibre-reinforced composites for dental applications. *Dental Biomaterials: Imaging, Testing and Modelling*, 2018, 239–260.
<https://doi.org/10.1533/9781845694241.239>
- Seghi, R. R., Rosenstiel, S. F., & Bauer, P. (2016). *Abrasion of Human Enamel by Different Dental Ceramics In Vitro Dental Research*. July, 221–226.
<https://doi.org/10.1177/00220345910700031301>

- Soxman, J. A. (2015). *Full coverage restoration for primary molars*. 39–50.
- Steger, E., Omar, C., Caballero, T., Ing, D., & Design, S. (2010). *El Método Steger , para la medición de abrasión dental*.
- Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö., & Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84–92.
<https://doi.org/10.5577/intdentres.2018.vol8.no2.6>
- Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2014). The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1489–1497.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.010>
- Vallittu, P. K. (2018). An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 4(1), 44–55.
<https://doi.org/10.1080/23337931.2018.1457445>
- Warkentin, M., Freyse, C., Specht, O., Behrend, D., Maletz, R., Janda, R., & Ottl, P. (2018). Correlation of ultrasound microscopy and Vickers hardness measurements of human dentin and enamel — A pilot study. *Dental Materials*, 34(7), 1036–1040. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.020>
- Yu, W., Guo, K., Zhang, B., & Weng, W. (2014). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dental Materials Journal*, 33(3), 349–354. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-240>
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>
- Zhang, M., & Matinlinna, J. P. (2012). E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon*, 4(1), 73–78. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9075-x>