



---

---

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES**

**UNIDAD LEÓN**

**EVALUACIÓN FÍSICO-MECÁNICA DE TRES MATERIALES  
DENTALES, COMO PROPUESTA RESTAURATIVA CON  
CORONAS POSTERIORES CAD-CAM E IMPRESIÓN 3D EN  
APLICACIÓN PEDIÁTRICA.**

**FORMA DE TITULACIÓN: TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA**

**P R E S E N T A:**

**JULIO CÉSAR PONCE DOMÍNGUEZ.**

**TUTOR: MTRO. ROGELIO DANOVAN VENEGAS LANCÓN**

**ASESORES: MTRO. SALVADOR LÓPEZ MORALES  
M.C. ELIEZER HERNÁNDEZ MECINAS**

**LEÓN GUANAJUATO JUNIO, 2021**





Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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 (UNAM) y a los responsables por hacer de esta escuela (Escuela Nacional de Estudios Superiores, unidad León) una realidad y una gran oportunidad para la educación de calidad.

A la Escuela Nacional de Estudios Superiores UNAM León, por los recursos que se me brindó, los grandes avances que desarrolló en tan poco tiempo, por ofrecer esta gran infraestructura. En todas las áreas, pero sobre todo en odontología. Con las mejores aulas, salones, laboratorios, simuladores, mejores clínicas odontológicas, con materiales de vanguardia. Por hacer una de las mejores escuelas de odontologías a nivel nacional.

Gracias a todos los profesores de la licenciatura de odontología y con los que tuve el gusto de compartir aulas y/o clínicas, por aprender de ellos, por su interés y dedicación. Especialmente a los que fueron parte de toda mi formación en la licenciatura o dejaron una enseñanza valiosa; Trilce Melanie Vigilio; por enseñarme y ayudarme a hacer lo mejor para el paciente, a hacer las cosas limpias, por acompañarme todos mis años en la carrera, Abraham Mendoza Quintanilla; por hacernos saber que las cosas tienen un motivo, que las clases se pueden dar y hacer de manera fluida e interesante, por reconocer las cosas que valen, por saber que el sistema falla, Paola campos; por enseñarme a hacer buena terapia de conductos, por ser alguien en donde siempre pude hablar con sinceridad y sin eufemismos, por saber que el sistema falla, Danovan Venegas Lancon; por enseñarme a hacer buena prostodoncia, por pedir trabajos de calidad, por su honestidad, por poder platicar las cosas como son, por saber que no todo es como parece, por no ver o hacer las cosas como la mayoría, Ana Lilia Guerra; por su paciencia, por saber reconocer que algunas cosas están mal estructuradas, que algunas decisiones el lugar de beneficiar entorpecen el crecimiento, por saber que el sistema falla. Por ayudarme, gracias.

Al maestro Danovan Venegas Lancon, por su compromiso y dedicación al ser mi tutor de tesis.

Al Mtro. Salvador López Morales y el Mtro. Eliezer Hernández Mecinas, responsable del laboratorio de Pruebas Mecánicas, perteneciente al Laboratorio de Propiedades Mecánicas, del Departamento de Materiales Metálicos y Cerámicos, del Instituto de Investigación en Materiales de la UNAM, CU.

Al técnico dental, Carolina Diaz, del Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES UNAM León, por siempre estar en disposición de guiar y asesorar académicamente.

A mi compañero Salvador López, por ayudarme a tomar algunas de las fotografías, por ser parte de esta investigación.

A todos aquellos que fueron mis pacientes y confiaron en mí, por su paciencia y su perseverancia. Sin ellos no habría podido concluir las clínicas, gracias.

## DEDICATORIAS

A mis padres, por estar presentes desde el primer día, haciendo que las cosas no se detuvieran, dándome las oportunidades para poder terminar mis estudios de licenciatura, por tener los mejores consejos, las palabras correctas, por su paciencia. Por contribuir en gran parte a que esto fuera factible, se iniciara y concluyera. Por facilitarme el camino.

- Domínguez Ramos Josefina
- Ponce Torres Juan

A mi hermana, por todo su apoyo emocional, por ser el mejor amigo y por siempre estar conmigo.

- Ponce Domínguez Kathia

A mis amigos, por ser excelentes colegas y la mejor compañía, por su honestidad y su increíble nobleza, por cuidarme. Por siempre intentar alentarme a concluir este trabajo.

- Ballesteros Alejandro
- Calderón Miriam
- Escamilla Alejandra
- Orozco Karen

# ÍNDICE

|   |           |
|---|-----------|
| <b>RESUMEN.....</b>   | <b>1</b>  |
| <b>ABSTRACT.....</b>  | <b>2</b>  |
| <b>INTRODUCCIÓN.....</b>  | <b>3</b>  |
| <b>1. MARCO TEÓRICO.....</b>  | <b>5</b>  |
| <b>1.2. Manejo Contemporáneo de la Caries Dental.....</b>                           | <b>5</b>  |
| <b>1.3. Esmalte Dental.....</b>   | <b>6</b>  |
| 1.3.1. Esmalte Dental Primario.....   | 6         |
| 1.3.2. Propiedades Mecánicas del Esmalte Dental Primario.....                       | 7         |
| 1.3.3. Dureza.....  | 7         |
| 1.3.4. Resistencia a la Flexión.....  | 8         |
| 1.3.5. Módulo de Elasticidad.....   | 9         |
| <b>1.4. Restauraciones de Cobertura Completa; Coronas.....</b>                      | <b>9</b>  |
| 1.4.1. Coronas Pediátricas Posteriores.....   | 9         |
| 1.4.2. Corona de Acero Inoxidable Prechapada.....                                   | 10        |
| 1.4.3. Corona Acero Cromo Preformadas.....  | 10        |
| 1.4.3.1. Composición.....   | 10        |
| 1.4.3.2. Propiedades.....   | 11        |
| 1.4.3.3. Ventajas.....  | 11        |
| 1.4.3.4. Tiempo de vida de las coronas de acero inoxidable (CAI).....               | 11        |
| 1.4.3.5. Desventajas.....   | 12        |
| 1.4.3.6. Biocompatibilidad.....   | 12        |
| 1.4.3.7. Indicaciones.....  | 13        |
| 1.4.3.8. Contraindicaciones.....  | 13        |
| <b>1.5. Alternativa de materiales en la fabricación de coronas pediátricas.....</b> | <b>14</b> |
| <b>1.5.1. Dióxido de Zirconio Estabilizado con Itrio.....</b>                       | <b>15</b> |
| 1.5.1.1. Propiedades Mecánicas.....   | 16        |
| 1.5.1.2. <i>Ventajas</i> .....  | 16        |
| 1.5.1.3. Desventajas.....   | 17        |
| 1.5.1.4. Biocompatibilidad.....   | 18        |
| 1.5.1.5. Coronas de Dióxido de Zirconio en pediatría.....                           | 18        |
| 1.5.1.6. Consideraciones a Tener.....   | 19        |
| 1.5.1.7. Indicaciones Coronas de Zirconio.....                                      | 19        |
| 1.5.1.8. Indicaciones CAD/CAM.....  | 19        |
| <b>1.5.2. Resina de Alta Tenacidad para Impresión 3D.....</b>                       | <b>20</b> |
| 1.5.2.1. Indicaciones.....  | 20        |
| 1.5.2.2. Definición.....  | 20        |
| 1.5.2.3. Propiedades Mecánicas.....   | 21        |
| 1.5.2.4. Ventajas.....  | 21        |
| 1.5.2.5. Desventajas.....   | 22        |
| 1.5.2.6. Biocompatibilidad.....   | 22        |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>1.5.3. Polietere tercetona (PEEK), como Material Restaurador CAD/CAM en Odontología.</b> | <b>24</b> |
| 1.5.3.1. Definición.  | 24        |
| 1.5.3.2. Propiedades Mecánicas.   | 25        |
| 1.5.3.3. Ventajas.  | 25        |
| 1.5.3.4. Desventajas.   | 25        |
| 1.5.3.5. Biocompatibilidad.   | 26        |
| 1.5.3.6. Indicaciones.  | 26        |
| 1.5.3.7. Indicaciones CAD/CAM.  | 26        |
| <b>1.5.4. Dureza Vickers y Abrasión en Materiales de Restauración.</b>                      | <b>27</b> |
| 1.5.4.1. Dureza Vickers.  | 27        |
| 1.5.4.1.2. Micro Indentación.   | 28        |
| 1.5.4.1.3. Nano Indentación.  | 28        |
| 1.5.4.1.4. Dureza Vickers de Dióxido de Zirconio Estabilizado con Itrio.                    | 28        |
| 1.5.4.1.5. Dureza Vickers de PEEK.  | 28        |
| 1.5.4.1.6. Abrasión.  | 29        |
| 1.5.4.1.7. Abrasión por Dióxido de Zirconio.  | 29        |
| 1.5.4.1.8. Abrasión por PEEK.   | 30        |
| <b>1.5.5. Sistema de elaboración de restauraciones CAD/CAM.</b>                             | <b>30</b> |
| 1.5.5.1. Sistemas CAD/CAM.  | 30        |
| 1.5.5.2. Digitalización.  | 31        |
| 1.5.5.3. Escáner Óptico.  | 31        |
| 1.5.5.4. Escáner Mecánico.  | 31        |
| 1.5.5.5. Diseño.  | 32        |
| 1.5.5.6. Manufacturación.   | 32        |
| 1.5.5.7. Variables del maquinado.   | 33        |
| 1.5.5.8. Maquinado con bloques pre-sinterizados.  | 34        |
| 1.5.5.9. Maquinado con bloques sinterizados.  | 34        |
| <b>1.5.6. Impresión 3D.</b>   | <b>35</b> |
| 1.5.6.1. Propiedades mecánicas.   | 37        |
| 1.5.6.2. Ventajas.  | 37        |
| 1.5.6.3. Desventajas.   | 38        |
| 1.5.6.4. Biocompatibilidad.   | 38        |
| 1.5.6.5. Indicaciones.  | 39        |
| <b>2. ANTECEDENTES.</b>   | <b>42</b> |
| <b>3.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.</b>   | <b>52</b> |
| <b>3.2. JUSTIFICACIÓN.</b>  | <b>54</b> |
| <b>3.3. HIPÓTESIS.</b>  | <b>55</b> |
| Hipótesis nula.   | 55        |
| <b>3.4. OBJETIVOS.</b>  | <b>56</b> |
| 3.4.1. Objetivo General.  | 56        |
| 3.4.2. Objetivos Específicos.   | 56        |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>4. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....</b>   | <b>58</b> |
| 4.1. Tipo de estudio.....   | 58        |
| 4.2. Tamaño de la Muestra.....  | 59        |
| 4.3. Criterios de Selección.....  | 59        |
| 4.3.1. Criterios de Inclusión.....  | 59        |
| 4.3.2. Criterios de Exclusión.....  | 59        |
| 4.3.3. Criterios de Eliminación.....  | 59        |
| 4.4. Variables.....   | 60        |
| 4.4.1. Variables Independientes (tabla 1).....  | 60        |
| 4.4.2. Variables Dependientes (tabla 2).....  | 60        |
| <b>5. MÉTODO.....</b>   | <b>63</b> |
| 5.1. Elaboración de Diseños Digitales de Coronas Infantiles Anteriores y Posteriores.<br>63                 |           |
| 5.1.1. Materiales, Instrumental y Equipo.....   | 63        |
| 5.1.2. Método para la Determinación de las Dimensiones Antropométrica Base.....                             | 63        |
| 5.1.3. Método para Determinar las Dimensiones de los Diseños Digitales Prototipo de Coronas Anteriores..... | 65        |
| 5.1.4. Método para el Diseño Digital de los Prototipos de Coronas Anteriores.....                           | 66        |
| 5.2. Elaboración de Muestras para Pruebas Mecánicas.....  | 68        |
| 5.2.1. Material instrumental y equipo.....  | 68        |
| 5.2.2. Método de Obtención de Muestras de Cerámica A y Polímero D.....                                      | 69        |
| 5.2.3. Método de Obtención de Muestras de Polímero A.....   | 71        |
| 5.2.4. Muestras obtenidas.....  | 73        |
| 5.3. Elaboración de Indentador (cuerpo abrasivo).....   | 74        |
| 5.3.1. Material, instrumental y equipo.....   | 74        |
| 5.3.2. Método, Obtención del Indentador (cuerpo abrasivo) para Prueba de Abrasión.....                      | 74        |
| 5.4. Prueba de Dureza Vickers.....  | 77        |
| 5.2.1. Material y Equipo.....   | 77        |
| 5.2.2. Método.....  | 77        |
| 5.2.3. Medición de la dureza Vickers.....   | 80        |
| 5.3. Prueba de Abrasión.....  | 81        |
| 5.3.1. Material y Equipo.....   | 81        |
| 5.3.2. Método.....  | 81        |
| <b>6. RESULTADOS.....</b>   | <b>87</b> |
| 6.1. Dureza Vickers.....  | 87        |
| 6.1.1. Cerámica A.....  | 87        |
| 6.1.2. Polímero D.....  | 88        |
| 6.1.3. Polímero A.....  | 88        |
| 6.1.4. Tablas de dureza Vickers.....  | 90        |
| 6.2. Medición de la Abrasión (pérdida de volumen).....  | 92        |
| 6.2.1. Cerámica A.....  | 92        |

|        |   |     |
|--------|---|-----|
| 6.2.2. | <i>Polímero D</i> .....   | 93  |
| 6.2.3. | <i>Polímero A</i> .....   | 94  |
| 6.3.   | <b>Análisis Estadístico Dureza</b> .....  | 95  |
| 6.4.   | <b>Análisis Estadístico Abrasión sobre Sustratos de Material de Restauración</b> .....                    | 96  |
| 6.5.   | <b>Análisis Estadístico Abrasión sobre Sustratos del Indentador</b> .....                                 | 98  |
| 6.6.   | <b>Análisis de Correlación para: Desgaste del Indentador vs Dureza del Material de Restauración</b> ..... | 100 |
| 7.     | <b>DISCUSIÓN</b> .....  | 104 |
| 8.     | <b>CONCLUSIONES</b> .....   | 115 |
|        | <b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....  | 118 |
|        | <b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....   | 120 |
|        | <b>REFERENCIAS</b> .....  | 121 |

## RESUMEN.

**Objetivo:** El propósito de esta investigación fue evaluar y comparar la dureza y abrasión de tres biomateriales dentales CAD-CAM y adición por impresión 3D, con la finalidad de proporcionar información sobre sus ventajas y la consideración de su uso en coronas posteriores de aplicación pediátrica, con el fin de predecir su comportamiento clínico en relación específica con el esmalte antagonista primario.

**Materiales y métodos:** Manufacturaron 30 muestras, 10 por grupo estudiado. Se diseñaron los especímenes CAD-CAM mediante el Software CAD Dental system® (3Shape A/S, Copenhagen K Denmark). Se diseñaron 10 muestras cúbicas de cerámica A de 10.0 mm por lado, 10 muestras de polímero D de 10.0 mm en profundidad, 10.0 mm de ancho y 15 mm de altura. Los datos fueron procesados por el Software CAM Easyshape® (Roland DGA Co), posteriormente manufacturados gracias a la Fresadora DWX-50®. Las muestras por adición 3D se diseñaron utilizando un software CAD de código abierto (Meshmixer). Con medidas de 10.0 mm en profundidad, 10.0 mm de ancho y 15 mm de altura. Las muestras se guardan como archivos STL y se exportaron al software de impresión 3D (PreForm Software 2.10.3). Uno de los métodos utilizados en este estudio es la dureza Vickers (HV), se calcula midiendo ópticamente las longitudes diagonales de la impresión dejada por el penetrador. Las mediciones se convierten en HV mediante una tabla o fórmula. El dispositivo de detección de profundidad registra continuamente los cambios en la profundidad de una muesca durante los ciclos de carga y descarga. A partir de esta información, se concluye la dureza. El segundo método utilizado fue basado en “El Método Steger para la medición de abrasión dental”. Fue construido un sistema de abrasión mediante una pulidora modificada de marca Ryobi, preparada para trabajar a 11,000 r/min (RPM), donde se colocó una masa de metal (dos discos) a cada lado generando un peso de 4 kg sobre un indentador, este peso se utilizó para producir abrasión sobre los materiales.

**Resultados:** Los datos obtenidos en este estudio, para micro indentación fueron; de  $1457 \pm 180.70$  HV para cerámica A;  $28.73 \pm 2.7$  HV para polímero D;  $21.49 \pm 1.42$  para polímero A. Para las pruebas de abrasión; Los tres materiales provocaron una abrasión similar hacia los sustratos, a pesar de tener valores estadísticamente significativos de dureza, esto entre la cerámica (A) y los polímeros (D y A), sin embargo, no se encontró correlación entre dureza y desgaste por abrasión. Al comparar el *polímero D* con la *cerámica A*, encontramos el no haber diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión hacia su sustrato del material restaurativo, ni diferencias estadísticamente significativas de Cerámica A en comparación con Polímeros D y A entre las medias de abrasión hacia el sustrato del indentador.

**Conclusiones:** Podemos concluir que los materiales dentales utilizados (Cerámica A, Polímeros D y A), son viables como propuesta en restauración de cobertura completa del sector posterior en aplicación pediátrica. Poseen propiedades físicas que los hacen aptos para su uso dental, pero, la Cerámica A destaca en la aplicación restaurativa. La dureza de un material no es directamente proporcional con el nivel de abrasión producido.

**Palabras clave:** Dureza, abrasión, polímero, cerámica, CAD-CAM, 3D.

---

## ABSTRACT.

**Objective:** The purpose of this research was to evaluate and compare the hardness and abrasion of three dental biomaterials CAD-CAM and addition by 3D printing, in order to provide information on their advantages and the consideration of their use in posterior crowns for pediatric application, with the in order to predict its clinical behavior in specific relation to the primary antagonist enamel.

**Materials and methods:** They manufactured 30 samples, 10 per group studied. CAD-CAM specimens were designed using the CAD Dental system ® Software (3Shape A / S, Copenhagen K Denmark). 10 ceramic A cubic samples of 10.0 mm per side, 10 samples of polymer D of 10.0 mm in depth, 10.0 mm in width and 15 mm in height were designed. The data were processed by Easyshape ® CAM Software (Roland DGA Co), later manufactured thanks to the DWX-50 ® Milling Machine. The 3D addition samples were designed using open-source CAD software (Meshmixer). Measuring 10.0 mm in depth, 10.0 mm in width and 15 mm in height. Samples were saved as STL files and exported to 3D printing software (PreForm Software 2.10.3). One of the methods used in this study is the Vickers hardness (HV), it is calculated by optically measuring the diagonal lengths of the impression left by the indenter. Measurements are converted to HV using a table or formula. The depth sensing device continuously records changes in the depth of a notch during charge and discharge cycles. From this information, the hardness is concluded. The second method used was based on “The Steger Method for the measurement of dental abrasion”. An abrasion system was built using a modified Ryobi brand polisher, prepared to work at 11,000 r / min (RPM), where a mass of metal (two discs) was placed on each side generating a weight of 4 kg on an indenter, this weight was used to produce abrasion on the materials.

**Results:** The data obtained in this study for micro indentation were; from  $1457 \pm 180.70$  HV for ceramic A;  $28.73 \pm 2.7$  HV for polymer D;  $21.49 \pm 1.42$  for polymer A. For abrasion tests; The three materials caused a similar abrasion to the substrates, despite having statistically significant values of hardness, this between ceramics (A) and polymers (D and A), however, no correlation was found between hardness and abrasive wear. When comparing polymer D with ceramic A, we found that there were no statistically significant differences between the abrasion means towards its substrate of the restorative material, nor statistically significant differences between Ceramic A compared to Polymers D and A between the abrasion means towards it. indenter substrate.

**Conclusions:** We can conclude that the dental materials used (Ceramic A, Polymers D and A) are viable as a proposal in restoration of complete coverage of the posterior sector in pediatric application. They have physical properties that make them suitable for dental use, but Ceramic A excels in restorative application. The hardness of a material is not directly proportional to the level of abrasion produced.

**Key Words:** Hardness, abrasion, polymer, ceramic, CAD-CAM, 3D.

---

## INTRODUCCIÓN.

Las restauraciones dentales CAD / CAM cumplen los requisitos de los procesos de fabricación estandarizados que garantizan una calidad uniforme y la reproducibilidad de la restauración, a medida que la demanda de restauraciones no metálicas sigue aumentando en el campo dental, los cerámicos y polímeros continúan mejorando sus propiedades, a la par que nuevos estudios confirman su eficacia.

Por su lado, las cerámicas son biocompatibles, fuertes, estéticamente agradables e imitan las características estructurales de los dientes, presentan una alta resistencia a la fractura y un bajo desgaste del material. A su vez, se han introducido polímeros CAD / CAM como alternativas para las cerámicas con características de procesamiento más rápidas y de menor costo, con módulos de elasticidad bajos, lo que les permite absorber tensiones por deformación. Estudios previos sobre el comportamiento de desgaste de los polímeros CAD / CAM y las cerámicas han informado que los polímeros causan menos desgaste que las cerámicas. Sin embargo, los materiales CAD / CAM poliméricos, son inferiores a las cerámicas en términos de pérdida de material, biocompatibilidad y propiedades mecánicas.

Las coronas de acero inoxidable (CAI) proporcionan uno de los métodos más eficaces para restaurar los dientes temporales, pero no son estéticas. En los últimos años, los desarrollos de los sistemas CAD / CAM en odontología se han aplicado a cerámicas para la restauración en odontopediatría.

El propósito de este estudio es determinar los valores sobre la dureza y el grado de desgaste producido por tres materiales restaurativos CAD / CAM, como alternativas a las CAI, para la realización de restauraciones en sector posterior de dientes temporales.

Se eligieron tres materiales, basándonos en su frecuencia de uso en restauraciones estéticas y/o por sus características físico-mecánicas, a los cuales se aplicaron pruebas de dureza Vickers y pruebas de fricción.

De acuerdo con los resultados obtenidos y en limitación a este estudio, se logró determinar si es o no apropiado el uso de polímeros CAD/CAM y la idoneidad del uso de restauraciones cerámicas en dientes deciduos.

# CAPÍTULO I

---

## 1. MARCO TEÓRICO.

### 1.2. Manejo Contemporáneo de la Caries Dental.

El manejo de la caries dental, se basa en la comprensión del proceso de la enfermedad, la identificación y vigilancia activa de los riesgos para su evolución, de los servicios preventivos apropiados y de la terapia restaurativa cuando esta sea indicada (Council, 2018).

Las decisiones sobre los tratamientos dentales, pueden ser modificadas dependiendo del riesgo a caries, el estado socioeconómico familiar, la experiencia en los padres, hábitos alimenticios, niveles de estreptococos mutans, la atención de seguimiento a largo plazo y el cumplimiento del cuidado en el hogar (Maupomé et al., 2017).

La adecuada planificación de la terapia restaurativa, involucra, de ser necesario, la eliminación de áreas susceptibles a caries, detención de la progresión de desmineralización dental, restaurar la integridad de la estructura, eludir la propagación de la infección a la pulpa dental y prevenir tratamientos de exodoncia o evitar la pérdida de espacio interdental (Council, 2018).

La odontología restauradora pediátrica es una combinación dinámica de materiales cada vez mejores, de técnicas innovadoras eficientes y procesos ya comprobados. Muchos aspectos de la restauración en dientes primarios no han cambiado a lo largo de los años. Las técnicas restaurativas para la dentición primaria con amalgama y coronas de acero inoxidable (CAI), se han mantenido relativamente consistentes durante décadas (Clark et al., 2016).

### **1.3. Esmalte Dental.**

El esmalte dental humano está compuesto por aproximadamente un 96% de mineral, principalmente Hidroxiapatita carbonatada y por un 4% de material orgánico, correspondiente a 1% de proteína y 3% de agua. La porción mineral está fundamentalmente conformada por ejes de Hidroxiapatita, de 25 nm de espesor y 100 nm de ancho, en su combinación sistemática forman los prismas del esmalte (Bajaj & Arola, 2009).

Los estudios iniciales, suponían al esmalte dental como un sólido homogéneo con propiedades mecánicas uniformes, ahora, se reconoce generalmente que la respuesta mecánica del esmalte se correlaciona con la ubicación de la prueba, el alcance de la muestra, los cambios en el contenido químico y la orientación de los prismas (Cuy et al., 2002). Demostrando que la orientación del prisma del esmalte juega un papel importante durante el desgaste, teniendo una menor resistencia en el área próxima a la dentina (Galo et al., 2015). Una comprensión más profunda de la estructura dental, nos sugiere que sus propiedades mecánicas son anisotrópicas (Zhang et al., 2014). Por lo tanto, no obedecen la ley de Hook<sup>1</sup> (Chun, Choi, & Lee, 2014).

#### **1.3.1. Esmalte Dental Primario.**

Aunque algunos dientes primarios se parecen a sus sucesores permanentes, no son dientes permanentes en miniatura. Presentan algunas variaciones anatómicas. El esmalte varía en grosor y densidad sobre la superficie del diente, siendo más grueso y más duro en las cúspides. El esmalte de los dientes primarios es menos duro y delgado que el de los dientes de segunda dentición (Chun, Choi, & Lee, 2014).

---

<sup>1</sup> En física, la ley de elasticidad de Hooke o ley de Hooke; establece que el alargamiento unitario que experimenta un material elástico es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre el mismo

---

### 1.3.2. Propiedades Mecánicas del Esmalte Dental Primario.

Las propiedades mecánicas del esmalte dental humano son: dureza, flexión, módulo de elasticidad y fragilidad. Estas son estudiadas con el objetivo de identificar su comportamiento (C. Rivera, Ossa H., & Arola, 2012). La comprensión de la nano mecánica, la química y la estructura del esmalte dental, son las bases en la investigación en biomateriales dentales, que puede proporcionar una referencia para evaluar el mejoramiento o la manufactura de nuevas estructuras restaurativas (Zhang et al., 2014).

### 1.3.3. Dureza.

Es la resistencia a la deformación permanente o a la penetración. La dureza de los dientes primarios es ligeramente inferior a la de los dientes permanentes, a pesar de que el proceso de odontogénesis es básicamente el mismo. Los períodos de formación son más breves en la dentición temporal (Melisa et al., 2015).

La dureza del esmalte se ha estudiado anteriormente, a pesar de ello, es muy difícil establecer proporciones. Una sección oclusal de esmalte es generalmente más fuerte que los obtenidos de una sección axial. Estas variaciones corresponden a los cambios químicos y de los prismas del esmalte. Las concentraciones de los componentes de hidroxiapatita ( $P_2O_5$  y  $CaO$ ) son más altas en la superficie oclusal, disminuyen al moverse hacia la unión amelodentinaria más blanda (Cuy et al., 2002). Se encontró que la dureza es una función de la textura microestructural. Si la medición se realiza en sentido perpendicular a los prismas del esmalte la dureza será mayor que al ser medidos paralelamente (Habelitz et al., 2001).

A lo largo del tiempo, distintos estudios han realizado diferentes pruebas de dureza, lo que actúa como factores que producen cambios en los resultados (Mahoney et al., 2004). Cabe destacar que la diferencia entre los valores reportados por uno u otro estudio dependen en parte de las características anisotrópicas del material, pues dependiendo del sentido en el que se encuentren los prismas de hidroxiapatita, el comportamiento mecánico cambia y sus propiedades varían (Bajaj & Arola, 2009).

“Las mediciones de dureza son altamente dependientes de la carga utilizada, hallándose que, para valores de carga pequeños las huellas alcanzan a representar la dureza de un solo prisma de hidroxiapatita, mientras que para valores altos de carga, las huellas abarcan un número de prismas suficientes para estimar la dureza general del esmalte” (C. Rivera et al., 2012). En cifras más estables, al comparar la dentina y la superficie oclusal, la dureza varía entre 3 y 5 GPa respectivamente (Mann & Dickinson, 2006).

Más recientemente (2015) se determinó una dureza de  $3.81 \pm 0.73$  GPa a 50 mN y  $4.11 \pm 0.94$  GPa a 150 mN, donde no hubo diferencia significativa en relación al esmalte dental permanente. Con valores de  $4.70 \pm 0.60$  GPa a 50 mN y  $4.39 \pm 0.39$  GPa a 150 mN (Galo et al., 2015). En número de dureza Vickers (HV), para los dientes primarios es de 106 (HV) (J.-W. Choi et al., 2016).

#### **1.3.4. Resistencia a la Flexión.**

La tenacidad a la fractura ( $K_{Ic}$ ), es una propiedad que describe la habilidad de un material para contener la propagación de una grieta bajo un estado de fuerza específica (Park et al., 2008). La fragilidad se puede razonar como qué tan propenso es un material a fracturarse o si en su lugar, este se deforma plásticamente. Es importante realizar cálculos de fragilidad, debido a que con dichos valores se puede inferir la tendencia del material a absorber energía y fallar (Quinn & Quinn, 1997).

“La tenacidad a la fractura reportada para el esmalte dental varía entre 0,4 y 1,5 MPa  $m^{1/2}$ , donde los valores inferiores corresponden a mediciones en grietas orientadas en dirección paralela al eje de los prismas” (Rivera et al., 2012). El amplio rango se atribuye potencialmente a la anisotropía estructural ; el esmalte exhibe la menor tenacidad para grietas relacionado a la orientación paralelas al eje largo de los prismas (Bajaj & Arola, 2009).

---

### **1.3.5. Módulo de Elasticidad.**

Es la relación entre la tensión y la deformación correspondiente por debajo del límite proporcional. Es una indicación de la cantidad de deformación que ocurrirá en el tejido dental cuando se le aplica una carga (BOWEN & RODRIGUEZ, 1962). El módulo de elasticidad en el esmalte dental humano tiene un rango entre 70 y 120 GPa, siendo este el mismo rango en el que se encuentran los módulos de elasticidad de materiales como el Zirconio (95 GPa), el Oro (77 GPa) y la Plata (76 GPa) (C. Rivera et al., 2012).

## **1.4. Restauraciones de Cobertura Completa; Coronas.**

La rehabilitación bucal es importante, ya que debe devolver la anatomía adecuada a los dientes que la han perdido, o en el reemplazo de órganos dentarios faltantes. Así mismo, mejorar su estética y función. Coadyuvar en el desarrollo psicológico, social, de lenguaje, y emocional (Hummel & Guddack, 1997).

### **1.4.1. Coronas Pediátricas Posteriores.**

Los dientes posteriores tienen una gran importancia. La destrucción cariosa de la estructura dental en un niño, conduce a diversas anomalías que afectan la estética, el habla, la masticación, el mantenimiento de la longitud del arco y el desarrollo de hábitos orales que causan desorientación de la salud general (Tote et al., 2015). Las coronas posteriores actualmente utilizadas, incluyen: coronas de acero inoxidable prechapadas, coronas acero inoxidable preformadas y coronas preformadas de zirconio.

### **1.4.2. Corona de Acero Inoxidable Prechapada.**

Son coronas metálicas preformadas, se caracterizan por adherir composite o resina termoplástica a la superficie vestibular de la corona, tienen un grosor mayor que las metálicas. Este incremento de volumen se debe a que el material debe soportar las fuerzas de la masticación. Presentan una firme adhesión al diente remanente, en desventaja requieren de un mayor tiempo de trabajo y suelen producir una deficiente estética (Virolés et al., 2010), incluyendo cambios de color y fracturas al esterilizarse (R. Rivera & González, 2005).

### **1.4.3. Corona Acero Cromo Preformadas.**

The Rocky Mountain Company introdujo las CAI a la odontología pediátrica en 1947. Durante décadas, superó a otros materiales como la amalgama y el composite. La durabilidad es una ventaja significativa de estas restauraciones, aunque el resultado estético no lo es tanto (Clark et al., 2016). Las coronas de metal preformadas para molares primarios, fueron descritos por primera vez en 1950 por Engel. Desde entonces, las modificaciones de diseño han simplificado el procedimiento y mejorado la morfología de la corona para un mayor ajuste (Randall, 2002).

#### **1.4.3.1. Composición.**

El contenido de níquel, en las coronas de la formulación anterior discontinuada fue de alrededor del 70%, significativamente mayor que la de las coronas contemporáneas de acero inoxidable, que generalmente contienen 65-70% de hierro, 17–20% de cromo, 8-13% níquel y menos del 2% de manganeso, silicio y carbono (Basir, Meshki, Behbudi, & Rakhshan, 2019).

---

### **1.4.3.2. Propiedades.**

Además de la resistencia mecánica, la resistencia a la corrosión es la más valiosa. La adición de un mínimo de 12% de Cr hace que el acero sea inoxidable, debajo de este porcentaje se vuelve susceptible a la corrosión (Pranjić, Slokar, & Carek, 2016).

Si un material cerámico restaurador no tiene suficiente ductilidad, se pueden producir fracturas y/o astillas. Es así que las CAI muestran la menor tasa de desgaste del esmalte, ya que las fuerzas oclusales son asimiladas por la ductilidad del acero. (J.-W. Choi et al., 2016). Además, las virutas funcionan como abrasivos en la superficie de cerámica y aumentan las tasas de desgaste (White et al., 2005).

### **1.4.3.3. Ventajas.**

Sus ventajas son múltiples, son adecuadas para caries extensas con poca estructura dental remanente, alta durabilidad, requieren mínima remoción de estructura dental, técnica mínimamente sensible, fáciles de colocar, bajo precio y una adecuada retención (Virolés et al., 2010).

### **1.4.3.4. Tiempo de vida de las coronas de acero inoxidable (CAI).**

En cuanto a la supervivencia de los materiales dentales, los estudios donde se incluyen CAI son el material con mayor tasa de éxito. Los porcentajes de fracaso son muy bajos, cuando se presentan, las razones suelen ser por fracturas dentales, restauraciones perdidas y complicaciones por tratamientos pulpares. Hay una gran variación en la longevidad de las restauraciones y son múltiples los factores involucrados (Chisini et al., 2018), como lo son la recesión gingival, caries marginales recurrentes, disolución del cemento y desgaste en la superficie oclusal de la corona (Croll & Castaldi, 1978).

Los resultados de supervivencia de CAI en primeros molares primarios, tienen relación significativa al tipo de tratamiento previo, la especialidad del dentista y la edad del

---

paciente para predecir el fracaso después de la primera restauración. Las tasas de éxito oscilaron entre un 87 y 99% para los tratamientos evaluados dentro de 4.5 años (E. Martínez et al., 2017).

#### **1.4.3.5. Desventajas.**

Por lo contrario, la mayor desventaja evidente de los padres, es la insatisfacción por su apariencia metálica (Virolés et al., 2010).

Un concepto de “belleza ideal”, es interpretada desde edades muy cortas (6 años) (Pani et al., 2016), donde esta apariencia metálica de las CAI es frecuentemente planteada como un problema por los niños y sus padres (Champagne et al., 2007). Las preocupaciones estéticas son el problema más crítico para la restauración dental (Zimmerman et al., 2009), inclusive en restauraciones posteriores (Randall, 2002).

#### **1.4.3.6. Biocompatibilidad.**

La sensibilidad al níquel es común y aumenta en prevalencia. Las manifestaciones orales de la alergia en odontología incluyen liquen plano o estomatitis. Las CAI son los dispositivos principales en odontología pediátrica de dicha composición (Keinan et al., 2010).

La corrosión de tales aleaciones en la cavidad oral podría liberar níquel y cromo en la saliva, lo que puede elevar las preocupaciones de biocompatibilidad; ambos elementos son mutagénicos, citotóxicos y genotóxicos; puede inducir alergia por contacto, hipersensibilidad y/o asma (Masjedi, Jahromi, Niknam, Hormozi, & Rakhshan, 2017).

El cromo es la segunda causa más común de alergia de contacto, que afecta a aproximadamente el 10% de los hombres y el 3% de las mujeres. El níquel puede inducir dermatitis e irritación caracterizada por sensación de ardor en la boca, descamación de los labios, hiperplasia gingival, queilitis angular, gingivitis, sangrado al sondaje, periodontitis, sabor metálico, decoloración y eritema multiforme. Las influencias alérgicas

al níquel pueden agregarse y aparecer después de aproximadamente 9 a 12 meses de tratamiento (Basir et al., 2019).

#### **1.4.3.7. Indicaciones.**

Las coronas pediátricas están indicadas en las siguientes situaciones: dientes con lesiones grandes o de múltiples superficies, caries interproximales, descalcificaciones cervicales, defectos del desarrollo, pacientes con alto riesgo a caries, posterior a la realización de tratamientos pulpares y como mantenedor de espacio (Kindelan et al., 2008). Las coronas al ser una restauración con excelente retención y de cobertura total, son ideales para preservar la integridad de la dentición hasta la erupción de los dientes permanentes (Tote et al., 2015).

#### **1.4.3.8. Contraindicaciones.**

Las coronas de acero inoxidable están contraindicadas: si el molar primario no es restaurable, está cerca de la exfoliación con más de la mitad de las raíces reabsorbidas, en un paciente con alergia o sensibilidad conocida al níquel (Kindelan et al., 2008).

---

## 1.5. Alternativa de materiales en la fabricación de coronas pediátricas.

En los últimos años, se han desarrollado sistemas CAD / CAM<sup>2</sup> aplicados en odontología pediátrica restaurativa (J.-W. Choi et al., 2016). Una de esas opciones son las coronas de zirconio prefabricadas, son duraderas, resistentes a cambios de color, biocompatibles y con una adecuada retención.

Las técnicas restaurativas para la dentición primaria con amalgama y CAI se han mantenido relativamente consistentes durante décadas. Sin embargo, con un mayor uso de materiales restauradores adhesivos y sistemas de unión, ha habido un cambio en la restauración de los dientes primarios. Además, las coronas de zirconio premoldeadas ahora ofrecen una alternativa estética a los CAI (Nowak, Tad R., Martha H., & John R., 2019).

Las restauraciones CAD/CAM son clínicamente aceptables en precisión dentro del estándar de ajuste marginal (K. H. Lee et al., 2015). Dentro de sus ventajas se encuentran: la aplicación de nuevos materiales, mano de obra reducida, rentabilidad, alto control de calidad, propiedades mecánicas más favorables y la posibilidad de manufacturación de prótesis con mínimos calibres (Miyazaki et al., 2009). Por supuesto; la capacidad del software de diseño para generar superficies completamente anatómicas es una condición previa (Aguilar et al., 2014).

---

<sup>2</sup> De las siglas en inglés: Computer-Aided Design (CAD) / Computer-Aided Manufacturing (CAM). Y en su traducción al español: diseño y manufactura asistido por computadora. (Pérez & Vargaz, 2010)

---

### 1.5.1. Dióxido de Zirconio Estabilizado con Itrio.

La mezcla de algunos óxidos como el óxido de magnesio (MgO), óxido de calcio (CaO) y el óxido de itrio (yttria  $Y_2O_3$ ) con el dióxido de zirconio, permiten estabilizar su estructura molecular y cristalográfica en una fase tetragonal, además controlan el estrés inducido por la transformación de fase tetragonal a monoclinica, generando mayor tenacidad sobre la estructura; de estos el más utilizado es el óxido de ytrio o yttria (itrio o itira) (Pérez & Vargaz, 2010).

El dióxido de zirconio consta de tres formas de cristal que cambian con la temperatura: monoclinico, tetragonal y cúbico. La fase tetragonal es responsable de las altas propiedades mecánicas (Lughi & Sergio, 2010).

El policristal tetragonal de zirconio estabilizado con itria (Y-TZP); es un material compuesto por granos metaestables de dióxido de zirconio tetragonal con trióxido de itrio ( $Y_2O_3$ ) (Pinto, Colas, Filleter, & De Souza, 2016). Típicamente, se usa 3 y 8% en moles de itrio para estabilizar a temperatura ambiente la forma tetragonal y forma cúbica respectivamente (Lughi & Sergio, 2010). La Y-TZP tiene una capacidad única para resistir la propagación de grietas, ésta produce un aumento de energía provocando presiones tangenciales y un cambio de estructura (Hernández & Salazar, 2015), al ser capaz de transformarse de una fase cristalina a otra (de su forma tetragonal a la monoclinica) que tiene un 4.7% más volumen, este aumento resultante detiene la grieta y evita que se propague (Planells & Fuks, 2014).

---

#### **1.5.1.1. Propiedades Mecánicas.**

Las coronas de dióxido de zirconio muestran propiedades mecánicas superiores, debido a valores de resistencia a la flexión de 1600 MPa, una resistencia a la fractura de 9 MPa/m<sup>1/2</sup> (Amer, Kürklü, Kateeb, & Seghi, 2014) y una dureza de 19 GPa (Dupriez, Von Koeckritz, & Kunzelmann, 2015).

Y-TZP exhibe alta resistencia a la corrosión, adecuado desgaste, translucidez y estabilidad del color. Tanto en condiciones ambientales ácidas como básicas, incluso una mayor efectividad en las radiografías de diagnóstico (Gautam, Joyner, Gautam, Rao, & Vajtai, 2016).

#### **1.5.1.2. Ventajas.**

Las principales ventajas del dióxido de zirconio, son la alta biocompatibilidad, los valores de sus propiedades mecánicas y su alta estética (Vilarrubí, Pebé, & Rodríguez, 2018).

Y-TZP es la más utilizada para restauraciones dentales CAD-CAM. Sus propiedades permiten utilizarla como material para estructuras de restauraciones cerámicas principalmente en dientes posteriores debido a su opacidad (Pérez & Vargaz, 2010). Excelente biocompatibilidad y baja acumulación de placa (Dupriez et al., 2015). Su resistencia de unión a corto y largo plazo es similar al Disilicato de litio (Edelhoff, Stimmelmayer, Schweiger, Ahlers, & Güth, 2019). Clínicamente ha demostrado una profundidad de desgaste aceptable. La Y-TZP monolítica pulida, es un material apropiado para restauraciones de cobertura total en la dentición primaria (Johnson-Harris, Chiquet, Flaitz, Badger, & Frey, 2016).

### 1.5.1.3. Desventajas.

Las coronas de dióxido de zirconio requieren de una mayor reducción de estructura dental, que las coronas de acero inoxidable, tanto en dientes primarios anteriores y posteriores, esta reducción es equivalente entre las marcas comerciales. Para restauraciones posteriores, se requiere un poco menos del doble de eliminación de la estructura dental (185 %), en comparación con los CAI (Clark et al., 2016).

Una de las principales preocupaciones de los investigadores ha sido evaluar el comportamiento mecánico de Y-TZP después del envejecimiento en un ambiente húmedo. Puede sufrir una lenta y espontánea transformación de fase progresiva; después de la transformación de fase del tetragonal a la fase monoclinica, la superficie se hace áspera y posteriormente ocurre un desplazamiento sucesivo de partículas, produciendo microgrietas. Sin embargo, se ha cuestionado mucho sobre su relevancia en Odontología, como en prótesis dentales el dióxido de zirconio generalmente no está en contacto directo con los tejidos blandos o el entorno oral, debido a la presencia de una cerámica de revestimiento estético y una fijación de cemento (Volpato, Cesar, & Bottino, 2016).

#### **1.5.1.4. Biocompatibilidad.**

La biocompatibilidad de ZrO<sub>2</sub> ha sido ampliamente evaluada y los estudios in vitro e in vivo han confirmado el alto grado de biocompatibilidad de Y-TZP, los componentes han sido purgados de sus elementos radiactivos. No hay reacciones adversas locales o sistémicas reportadas de este material. Estudios recientes han demostrado que se acumulan menos bacterias alrededor del Y-TZP en comparación con el titanio, que puede explicarse potencialmente por diferentes propiedades de adsorción de proteínas (Gautam et al., 2016).

#### **1.5.1.5. Coronas de Dióxido de Zirconio en pediatría.**

En los últimos años, los desarrollos de los sistemas cerámicos CAD / CAM se han aplicado en odontología pediátrica (Choi et al., 2017). Varios fabricantes han comercializado coronas de Zirconio (CZr) prefabricadas. Se están utilizando debido a sus características estéticas mejoradas. Debido al aumento de esta demanda estética, las CZr se han vuelto cada vez más populares. Sin embargo; estas no pueden modificarse, se deben de preparar los dientes para que se ajusten a las coronas. Por lo tanto; son necesarios tiempos de preparación y adaptación un poco más prolongados (Tote et al., 2015).

Las coronas de dióxido de zirconio pediátrico fueron fabricadas por primera vez por EZ-Pedo Inc. (ahora EZ Crown), y comercializadas en 2008. Actualmente, hay al menos cuatro marcas comerciales disponibles (EZ Crown, Kinder Crowns, NuSmile y Cheng Crowns), cada una con propiedades biomecánicas diferentes (Clark et al., 2016).

---

#### **1.5.1.6. Consideraciones a Tener.**

Los pasos a seguir en la colocación de CZr son semejantes a CAI, salvo algunas diferencias. Principalmente en el desgaste de las caras dentales para la preparación, la imposibilidad de ajustar las coronas de zirconio y la cementación (Nowak et al., 2019).

#### **1.5.1.7. Indicaciones Coronas de Zirconio.**

Las indicaciones para las coronas estéticas preformadas son generalmente las mismas para CAI. A excepción de ser utilizadas como pilar para mantenedores de espacio o aparatos protésicos (sólo coronas de acero inoxidable) (Nowak et al., 2019).

#### **1.5.1.8. Indicaciones CAD/CAM.**

Lo recomendable para coronas monolíticas, es que el grosor cerámico en el punto más profundo de la fisura principal debe ser de al menos 1.0 mm, así como en las cúspides. El grosor cerámico circular debe ser de 0.8-1.0 mm (Sirona, 2017).

La preparación de las paredes debe ser de 1.5 mm, y se necesita 1.5-2.0 mm de reducción oclusal como mínimo, el pilar deberá tener una altura superior a 4 mm en sentido gingivo-oclusal antes de iniciar la preparación dental (Vilarrubí et al., 2018).

---

## 1.5.2. Resina de Alta Tenacidad para Impresión 3D.

La ola más reciente del desarrollo tecnológico en manufacturación en odontología digital, gira alrededor del campo de la impresión 3D. Esto ha sido especialmente después de la expiración de las patentes clave que han protegido varios métodos y fabricantes durante años y ahora están disponibles para un público más amplio de fabricantes y usuarios finales por una fracción del costo original (Tahayeri et al., 2018).

Los parámetros más importantes para la resina de alta tenacidad son el grosor de la capa, el tiempo de exposición, la composición de la resina, las características de la luz UV, el tamaño del vóxel y el ángulo de construcción con la configuración de la estructura de soporte (Katreva, Dikova, & Tonchev, 2018).

### 1.5.2.1. Indicaciones.

- Prótesis removibles
- Fabricación de coronas, incrustaciones, coronas y cofias.
- Restauraciones provisionales (Kohli, 2019).
- Fabricación de férulas de unión indirecta (Ciuffolo et al., 2006).
- La creación rápida de prototipos también permite la fabricación de protectores bucales, retenedores, expansores y dispositivos para la apnea del sueño (Al Mortadi, Eggbeer, Lewis, & Williams, 2012).

### 1.5.2.2. Definición.

Se trata de un tipo de resina monomérica fotosensible, que forma un polímero, pueden venir en la forma de material líquido fotopolimérico, especial para la impresión en estereolitografía. Sufre un cambio en sus propiedades por acción de la luz ultravioleta (Zaharia et al., 2017).

Su composición química tiene que ser adaptada para el proceso de manufactura por adición. La resina debe poseer la viscosidad adecuada para fluir fácilmente entre la plataforma de la impresora y el fondo de la cuba después de cada capa. La incorporación de rellenos, pigmentos y fotoiniciadores no solo influye en las propiedades mecánicas de los materiales, sino que también afecta su precisión. Si el índice de refracción entre la resina y las sustancias incorporadas no está bien adaptado, la luz láser se dispersa, lo que conduce a una profundidad de polimerización reducida y, en consecuencia, a imprecisiones del objeto final (Marcel, Reinhard, & Andreas, 2020).

### **1.5.2.3. Propiedades Mecánicas.**

Las resistencias a la flexión de muestras oscilan entre 60 MPa y 90 MPa; el módulo de flexión varía entre 1.7 GPa y 2.1 GPa; la dureza de la superficie entre 14.5 HV y 24.6 HV (Lin, Lin, Lai, & Lee, 2020), los valores medios de solubilidad se encuentran en  $-3.5$  a  $11 \mu\text{g} / \text{mm}^3$  y los valores medios de sorción de  $9.2$  a  $21.2 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ . Estos representan propiedades mecánicas similares a resinas de alta tenacidad, podría encontrarse alguna variación, dependiendo si existe o no, la mezcla con ciertas partículas de relleno (Berli et al., 2020).

### **1.5.2.4. Ventajas.**

- Detalles precisos y resultados consistentes.
- Es posible imprimir formas geométricas complejas y partes entrelazadas que requieren ensamblaje.
- Productividad rápida y de bajo costo.
- Reducir la contracción de la polimerización (Kohli, 2019).
- Reducción de la pérdida de material relacionada con la producción, menor ruido y producción de calor (J. M. Park, Ahn, Cha, & Lee, 2018).
- Gran variedad de colores y propiedades, incluyendo transparencia y translucidez (Europea, 2016).

#### **1.5.2.5. Desventajas.**

- Alto costo de inversión.
- Limitación de la impresión 3D debido a la forma en que se deposita cada capa sucesiva (dependiendo del tipo de impresora).
- El acabado del producto final lleva mucho tiempo y requiere habilidad.
- Necesitar más tratamiento: sinterización adicional.
- La estereolitografía solo se puede hacer con polímeros líquidos fotocurables.
- La resina utilizada es desordenada y puede causar inflamación e irritación por contacto o inhalación.
- Algunas resinas no pueden ser esterilizadas por calor (Zaharia et al., 2017).

#### **1.5.2.6. Biocompatibilidad.**

Las regulaciones de biocompatibilidad de Clase I, hacen referencia a materiales que pueden usarse para:

- Dispositivos no invasivos que entran en contacto con la piel intacta
- Aparatos para uso transitorio o uso a corto plazo en el canal oral o auditivo o en las cavidades nasales
- instrumentos quirúrgicos reutilizables

Las regulaciones de biocompatibilidad de Clase II se refieren a materiales que pueden usarse en:

- Dispositivos que entran en contacto con fluidos corporales o heridas abiertas
- Administrar o eliminar sustancias hacia y desde el cuerpo humano
- Invasivos a corto plazo, como elementos quirúrgicos invasivos
- Implantables a largo plazo colocados en diente (VILLEGAS, NARANJO, & GÓMEZ, 2008).

Las resinas biocompatibles de Clase I se pueden usar para fabricar equipos médicos personalizados, como guías quirúrgicas y bases prótesis totales. Las piezas impresas en esta resina pueden esterilizarse con vapor usando una autoclave, para un uso directo en la sala de operaciones. Las resinas biocompatibles de clase II pueden estar en contacto con el cuerpo humano a largo plazo. Su alta resistencia a la fractura y al desgaste lo hacen perfecto para producir férulas, retenes duros personalizados, coronas y prótesis parciales fijas (Torrecilla & li, 2018). Estas resinas de alta tenacidad son producidas por diferentes casas comerciales, listas para su uso odontológico. Estudios en la literatura muestran una gran variación de resinas de alta tenacidad, con mayores aplicaciones, propiedades mecánicas, conservando o mejorando su biocompatibilidad.

Con el objetivo de desarrollar un protocolo aplicable y conveniente para la resina fotopolimerizable utilizada en la industria 3D de aplicación dental. Se buscó mejorar las propiedades antibacterianas y mecánicas de la resina de polimetilmetacrilato (PMMA) a través de la combinación de nano rellenos de dióxido de titanio modificado en la superficie ( $TiO_2$ ) y micro rellenos de polieteretercetona (PEEK). Se descubrió que la adición de 1% de  $TiO_2$  sería una cantidad efectiva para mejorar las propiedades mecánicas y antibacterianas de la resina compuesta de PMMA. Además, el modelo impreso con resina compuesta PMMA ( $TiO_2$  -1% -PEEK-1%) mostró una superficie lisa y una resolución precisa, lo que indica que este material de restauración dental funcional sería una resina fotopolimerizable adecuada en la industria 3D (S. G. Chen, Yang, Jia, Lu, & Ren, 2019).

---

### **1.5.3. Polieterecetercetona (PEEK), como Material Restaurador CAD/CAM en Odontología.**

Los materiales poliméricos CAD / Cam como alternativas para las cerámicas presentan características de procesamiento más rápidas, costos más bajos y con excelentes propiedades físicas (J. Choi et al., 2017).

Los polímeros de alto rendimiento se consideran materiales dentales que pueden reemplazar las cerámicas de metal y vidrio, debido a su aceptable resistencia a la fractura, excelente distribución de tensión y la capacidad de absorción de impactos. (J. Choi et al., 2017).

#### **1.5.3.1. Definición.**

Es un polímero aromático policíclico lineal semicristalino. La unidad monomérica del monómero de eteretercetona, se polimeriza a través de la reacción de di alquilación de crecimiento gradual de bis-fenolatos para formar polieterecetercetona. Puede modificarse mediante la adición de monómeros funcionalizados en la prepolimerización o modificarse posterior a la polimerización mediante procesos químicos como la sulfonación, la aminación y la nitración (Staniland et al., 1992). PEEK es un miembro de la familia de las poliariletercetonas, tiene un esqueleto molecular aromático, con combinaciones de grupos funcionales cetona y éter entre los anillos de arilo. Esta estructura química especial hace que PEEK exhiba propiedades químicas y físicas estables a altas temperaturas, incluso permanece estable en los procesos de esterilización (Ma & Tang, 2014).

---

### **1.5.3.2. Propiedades Mecánicas.**

Se ha convertido en un importante candidato termoplástico de alto rendimiento. Presenta una alta resistencia contra el desgaste, la abrasión y la corrosión, con un módulo de elasticidad similar al del hueso, elevada resistencia y flexibilidad, estabilidad térmica, radiotransparente (gracias a partículas de relleno), con los valores más bajos de solubilidad y absorción de agua. (Taufall et al., 2016). Presenta una resistencia a la flexión de 170 MPa y un 0% de solubilidad química (Mohamed, Aly, Ahmed, & Saad, 2016). Para lograr un aspecto más claro de las restauraciones opacas de PEEK, se añade óxido de titanio como pigmento de blanqueamiento (Ma & Tang, 2014) y se suele agregar polvo de sulfato de bario, como medio de contraste de rayos X (Schwitalla, Spintig, Kallage, & Müller, 2015).

### **1.5.3.3. Ventajas.**

La superficie de PEEK 100% puro es fácil de pulir y se caracteriza por una baja acumulación de placa. En contacto gingival con óptima higiene oral no causa irritación significativa. (Siewert, 2014). La absorción de agua en el almacenamiento acuoso es inferior a 0.5%, que es significativamente menor que PMMA, en consecuencia, las prótesis PEEK desgastadas no tienen olor. Los discos puros de PEEK CAD / CAM no contienen monómero residual (Siewert, 2014).

### **1.5.3.4. Desventajas.**

Hace falta estudios para visualizar si las coronas PEEK a largo plazo pueden funcionar de manera eficiente en armonía con la dentina y el esmalte. Según la literatura se espera por sus propiedades mecánicas que PEEK tuviera una tasa de supervivencia satisfactoria (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2016).

---

#### **1.5.3.5. Biocompatibilidad.**

PEEK es un material biológicamente inerte, con un potencial extremadamente bajo para desencadenar una alergia, se sabe que ha causado muy pocas respuestas inmunes reportadas o ninguna alteración sistémica posterior a la inserción intraoral (Najeeb et al., 2016).

PEEK puro sin aditivos (Juvora Dental PEEK) se ha convertido en un material de implante en traumatología (reemplazo de disco intervertebral, prótesis de huesos etc.) y rehabilitación bucal. Su biocompatibilidad ha sido probado por más de una década, está científicamente bien documentada (Kurtz & Devine, 2007), tanto en traumatología y en implantes dentales de una pieza (Siewert, 2014).

#### **1.5.3.6. Indicaciones.**

Se encuentra indicado en PPF posteriores de 3 unidades (1 pónico como máximo), prótesis implanto soportadas (Heimer, Schmidlin, & Stawarczyk, 2017), marcos de prótesis fijas y armazones de dentaduras parciales removibles (Cam & Cam, n.d.), sobre dentaduras completas y parciales extraíbles, barras de implantes, coronas anteriores y posteriores (Guía de procesamiento, Disco Dental JUVORA, 2017).

#### **1.5.3.7. Indicaciones CAD/CAM.**

En un corona PEEK, con el fin de obtener la estabilidad requerida desde el punto de vista clínico, el grosor mínimo de paredes es de 1.0 mm, para cara oclusal de 1.5 mm y un margen mínimo de 1.0 mm (Guía de procesamiento, Disco Dental JUVORA, 2017).

## 1.5.4. Dureza Vickers y Abrasión en Materiales de Restauración.

### 1.5.4.1. Dureza Vickers.

La dureza Vickers se define como el cociente de la carga de ensayo por el área de la huella, que se considera como una pirámide recta de base cuadrada y con el mismo ángulo en el vértice que el penetrador. El tipo de prueba de dureza Vickers utiliza un penetrador piramidal de diamante con ángulo de 130° entre sus caras y con base cuadrada (Ramírez, 1998).

#### 1.5.4.1.1. Método.

Consiste en hacer sobre la superficie de una probeta, una huella con un penetrador en forma de pirámide recta de base cuadrada, con determinado ángulo en el vértice y medir la diagonal de dicha huella después de quitar la carga. El número de dureza Vickers HV está dado por la relación entre la fuerza aplicada y la superficie de la huella de acuerdo a la ecuación siguiente:

$$HV = \frac{F}{A}$$

donde:

F : fuerza aplicada en N

D : promedio de las diagonales en mm

El proceso se puede realizar en un ensayo de microdureza o dureza universal; los cálculos requeridos son independientes del tamaño del penetrador, y el mismo penetrador se puede utilizar en todos los materiales, sin importar su dureza (Ramírez, 1998).

---

#### **1.5.4.1.2. Micro Indentación.**

La mayoría de los estudios de dureza han empleado las técnicas de micro indentación. Estos incluyen los indentadores Brinell, Rockwell Knoop y Vickers, de los cuales Vickers y Knoop son los más comunes (E. Mahoney et al., 2000).

Se emplea un pequeño indentador simétrico que penetra en la superficie del esmalte o la dentina con una carga conocida y dada. La dureza se determina a partir de la carga aplicada dividida por el área proyectada de la sangría (Kinney, Balooch, Marshall, Marshall, & Weihs, 1996). Los métodos de micro indentación son útiles cuando el tamaño de la muestra es limitado. Las pruebas de micro indentación son capaces de medir la dureza, las propiedades elásticas y la fractura de los tejidos duros dentales (Xu et al., 1998). b

#### **1.5.4.1.3. Nano Indentación.**

Se ha descrito una técnica de nano indentación en la que se producen hendiduras muy pequeñas ( $< 1 \mu\text{m}$ ) utilizando cargas de unos pocos mili-Newtons (Willems et al., 1993).

#### **1.5.4.1.4. Dureza Vickers de Dióxido de Zirconio Estabilizado con Itrio.**

El dióxido de zirconio tiene una gran dureza, pero el desgaste depende en gran medida de la microestructura del material restaurador y el grado de acabado de la superficie (Lopez et al., 2017). La dureza Vickers del dióxido de zirconio es de 1200 HV.

#### **1.5.4.1.5. Dureza Vickers de PEEK.**

La dureza Vickers de PEEK es de 33.7 HV (Alsadon, Wood, Patrick, & Pollington, 2019). Los valores de PEEK puro de nano dureza oscilaron entre 0,31 GPa (Alamouh, Silikas, Salim, Al-Nasrawi, & Satterthwaite, 2018).

#### **1.5.4.1.6. Abrasión.**

La abrasión es el desgaste producido por la interacción entre los dientes y otros materiales, a diferencia del desgaste (propriadamente dicho), que es resultado del contacto diente-diente. En el contexto dental, algunas veces las definiciones suponen que toda abrasión es patológica, pero el desgaste oclusal puede estar relacionado con una variedad de factores, incluidas las variaciones oclusales, ambientes polvorientos, variables salivales e ingesta de alimentos y bebidas ácidas (Shellis & Addy, 2014). La abrasión se clasifica como una de las principales causas de las lesiones en la superficie dental (Grippio, Simring, & Schreiner, 2004).

Debido al creciente interés en la estética, se ha evaluado la abrasividad de los dientes en comparativa con diferentes materiales de restauración (J.-W. Choi et al., 2016).

Una comprensión de los mecanismos y factores de control en el desgaste dental es, por lo tanto, críticamente notable.

#### **1.5.4.1.7. Abrasión por Dióxido de Zirconio.**

La porosidad puede impartir características indeseables de la cerámica, como la disminución de la resistencia, la reducción de la estética y el aumento de la acumulación de placa. Además, durante el proceso de desgaste, puede quedar expuesta una porosidad subterránea de cerámica, luego el borde afilado del defecto causará un mayor desgaste en los dientes opuestos; por lo tanto, la porosidad de la porcelana dental necesita ser minimizada (Hmaidouch & Weigl, 2013).

Estudios en la literatura demuestran que las coronas de dióxido de zirconio monolíticas pulidas, no causan un desgaste acelerado del esmalte opuesto. Esto es clínicamente significativo porque el dióxido de zirconio pulido es prometedor como restaurador versátil (Esquivel et al., 2018).

El uso de óxido de zirconio monolítico Y-TZP altamente pulida, se pueden usar sin provocar una pérdida excesiva del esmalte en los dientes primarios antagonistas y proporcionar un desgaste dental clínicamente aceptable (Johnson-Harris et al., 2016).

#### **1.5.4.1.8. Abrasión por PEEK.**

A pesar de los módulos elásticos y la dureza significativamente bajos, la resistencia a la abrasión de PEEK es competitiva con las aleaciones metálicas (Zok & Miserez, 2007). Sin embargo, hace falta estudios en la abrasión producida por las coronas de PEEK en comparación con la producida por otros materiales como aleaciones y cerámicas (Najeeb et al., 2016).

### **1.5.5. Sistema de elaboración de restauraciones CAD/CAM.**

#### **1.5.5.1. Sistemas CAD/CAM.**

Las restauraciones CAD/CAM, aunque introducidas hace más de 50 años, solo han estado disponibles para la práctica dental de rutina durante los últimos 20. Actualmente es posible combinar estética, resistencia y precisión en los diferentes sistemas, logrando predictibilidad a largo plazo con este tipo de restauraciones. Estos sistemas controlados por computador constan de tres fases: digitalización, diseño y maquinado (Pérez & Vargaz, 2010).

---

#### **1.5.5.2. Digitalización.**

Es el método por el cual se logra el registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner; esta es la herramienta del sistema que se encarga de obtener la información, una imagen tridimensional de las preparaciones de los dientes adyacentes y registros oclusales, que serán procesados y transformados en datos digitales para obtener la estructura o restauración diseñada. El registro puede obtenerse de forma intraoral sin necesidad de tomar impresiones o de manera extraoral obtenida de una impresión de la preparación dental. Actualmente, dependiendo del sistema existen dos tipos de escáner, el de contacto y el óptico o láser (Rekow, 2006).

#### **1.5.5.3. Escáner Óptico.**

La base de este tipo de escáner es obtener las estructuras tridimensionales a partir de un proceso llamado triangulación activa, procedimiento por el cual el sensor del escáner capta la información. El receptor del escáner registra cambios y el computador calcula la correspondiente profundidad. Así, el computador puede calcular los datos tridimensionales de la imagen obtenida del receptor. Las fuentes de iluminación pueden ser proyección de luz blanca o cono láser, dependiendo del sistema (Prithviraj, Bhalla, Vashisht, Sounderraj, & Prithvi, 2014).

#### **1.5.5.4. Escáner Mecánico.**

Es necesario un modelo de una impresión de las preparaciones dentales, que es leído por un sensor. El registro de la superficie de yeso con este método puede ser afectado por la geometría del objeto, las irregularidades y el tamaño del sensor. Sin embargo, el patrón de la preparación dentaria es recorrido mecánicamente y leído línea a línea, recorriendo la estructura cada 200  $\mu\text{m}$  en cada ángulo de rotación (Development & Pro, 1995).

La información se transmite al programa hasta conformar una imagen tridimensional. En promedio una preparación requiere 50.000 lecturas para una digitalización exacta que puede variar  $\pm 10 \mu\text{m}$ . Este tipo de escáner se destaca por su alta precisión cuando las imágenes obtenidas son comparadas con patrones exactamente medidos (Development & Pro-, 1995).

#### **1.5.5.5. Diseño.**

Por medio de programas de diseño gráfico, se traslada la información obtenida con el escáner al programa para diseñar la estructura protésica deseada. Una vez detectada la línea de terminación cervical y la configuración de los pilares, es posible determinar la anatomía dental, las dimensiones de los pñnticos, los pilares y los conectores de la restauración en proceso. El programa de digitalización y diseño es proporcionado por cada sistema. Es posible diseñar desde restauraciones parciales y carillas hasta coronas individuales, estructuras de varias unidades y supraestructuras dependiendo del material y del sistema. El diseño de la restauración es almacenado en un archivo y puede ser enviado al centro de producción o al equipo de procesado para que machine la estructura (Rekow, 2006).

#### **1.5.5.6. Manufacturación.**

Un brazo articulado es controlado sistemáticamente, es el encargado de procesar los datos de la digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica. Esto se logra mediante el tallado de bloques cerámicos de diferentes materiales (Pérez & Vargaz, 2010). Los equipos de procesado se distinguen por el número de ejes de maquinado, entre más ejes posibles mayor complejidad del maquinado. La calidad de las restauraciones no depende exclusivamente del número de

ejes en los que la máquina pueda procesar el diseño. La calidad del maquinado depende de la digitalización, proceso de la información y producción (Prithviraj et al., 2014).

- Equipos de 3 ejes estos tienen movimiento en las tres direcciones espaciales (X, Y y Z). Cada eje se traduce en un valor que generará los movimientos de fresado necesarios para obtener la restauración diseñada. En estos equipos los movimientos de fresado no se harán en ejes divergentes o convergentes. Los equipos de tres ejes usan toda el área dental y pueden girar el patrón de maquinado 180° en el transcurso del proceso hacia adentro y afuera. Tiene como ventaja el menor desgaste del equipo y menor tiempo de procesamiento.
- Equipos de 4 ejes adicionales a los ejes X, Y y Z, estos equipos pueden girar el puente de tensión (A) de manera infinita, es decir sobre el cual está apoyado el material cerámico que se necesita. Como resultado es posible ajustar el puente de construcción sobre el cual está apoyado el uso de fresado con el mismo bloque, logrando un desplazamiento vertical mayor, se ahorra material y tiempo en el procesamiento.
- Equipos de 5 ejes adicionalmente a los tres ejes espaciales (X, Y, Z) y a la rotación del puente de tensión A), existen equipos con los cuales es posible que el uso de maquinado también rote, generando otro eje de rotación (B). Esto permite maquinar geometrías complejas con subsecciones como estructuras de puentes fijos con varios pódicos, pilares y estructuras anatómicas (Ibidem).

#### **1.5.5.7. Variables del maquinado.**

La sinterización es el proceso al cual es sometida la cerámica para que sus partículas alcancen el mayor grado de cohesión y con ello obtengan una estructura química ordenada y con propiedades físicas y mecánicas adecuadas, que le permita ser utilizada como restauración dental. Esto se logra gracias al calor. Los bloques utilizados para maquinado se encuentran disponibles en dos modalidades, pre-sinterizados que son bloques que se sometieron al calor, pero no el tiempo y la temperatura suficiente y

---

bloques completamente sinterizados los cuales ya tienen las características deseadas (Rekow, 2006).

#### **1.5.5.8. Maquinado con bloques pre-sinterizados.**

Se realizan sobre bloques especialmente de dióxido de zirconio con bajo grado de sinterización o pre-sinterizados. Estos bloques alcanzan propiedades físicas de manera parcial, aunque al terminar la sinterización de la cerámica presentan alto índice de contracción que varía entre 20 y 25% de su tamaño previo al maquinado. Como ventaja se obtiene menor costo del equipo, el material no absorbe agua, no es necesario emplear tiempo en el pre-secado previo al sinterizado y las fresas para el maquinado sufren menor desgaste (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008).

#### **1.5.5.9. Maquinado con bloques sinterizados.**

Son bloques que han sufrido el proceso de cocción completo y por tanto de sinterización. Durante el maquinado de la restauración, las fresas de diamante o de carburo son irrigadas y protegidas por un rocío de líquido frío para evitar el sobrecalentamiento del bloque, el cual se encuentra totalmente sinterizado y con las características físicas y mecánicas adecuadas. Aunque se pueden utilizar diferentes cerámicas, la más utilizada de forma sinterizada es la de alto contenido de leucita (Beuer et al., 2008).

### 1.5.6. Impresión 3D.

La aplicación de la tecnología de impresión tridimensional está surgiendo en la odontología y se está utilizando cada vez más para fabricar restauraciones dentales. El término impresión 3D se usa generalmente para describir un enfoque de fabricación que construye objetos capa por capa, agregando varias capas para formar un objeto. Este proceso se describe más correctamente como fabricación aditiva, y también se conoce como creación rápida de prototipos (Dawood, Marti, Sauret-Jackson, & Darwood, 2015).

Las tecnologías de impresión 3D utilizadas en odontología incluyen, entre otras, la fusión selectiva con láser, el modelado por depósito de fusibles, el procesamiento digital de la luz y la estereolitografía.

Sinterización selectiva por láser (SLS). Hacer estructuras metálicas mediante tecnología selectiva de fusión por láser es una de las direcciones más prometedoras para resolver diversos problemas encontrados durante la fundición de aleaciones.<sup>9</sup> La fusión selectiva por láser es una técnica de adición capa por capa que genera piezas en 3D al fortalecer selectivamente y con éxito capas de material en polvo, una encima de la otra, utilizando el calor generado por una radiación láser controlada por computadora (Zaharia et al., 2017). Está disponible para plástico y alúmina (Kohli, 2019).

Modelado de deposición fundida (MDF). La impresora 3D utiliza un modelo asistido por computadora o información de escaneo a partir de la cual extrae y deposita policarbonato termoplástico fundido, en capas, para construir objetos de abajo hacia arriba. Las capas de plástico fundido se combinan instantáneamente entre sí, lo que hace que las piezas sean muy complejas y fáciles de producir (Tahayeri et al., 2018). El grosor de la capa determina la calidad de la impresión 3D. Algunas impresoras 3D FDM tienen dos o más cabezales de impresión para imprimir en múltiples colores y utilizan soporte para sobresalir áreas de una impresión 3D compleja. El aspecto resultante del objeto terminado se puede usar en combinación con varios materiales como el acrílico o la cera (Zaharia et al., 2017).

Procesamiento de luz digital (DLP). Una fuente de luz del proyector está curando la resina líquida capa por capa. El objeto está construido sobre una plataforma elevadora. La capa se crea al revés. El polímero se coloca en capas hasta que se construye el objeto, y el polímero líquido residual se drena. Esto es muy similar al método SLA, excepto que en lugar de usar un láser UV para curar la resina de fotopolímero, se usa una luz de seguridad (bombilla) (Kohli, 2019).

Estereolitografía (SLA). La tecnología de creación rápida de prototipos más popular es la estereolitografía, un dispositivo inventado por Charles Hull en la década de 1980. Este dispositivo fue la primera impresora disponible comercialmente para la creación rápida de prototipos (Zaharia et al., 2017). Utiliza el principio de fotopolimerización para crear modelos 3D a partir de resinas sensibles a los rayos UV. Esto se solidifica mediante el paso de una láser capa por capa (Alharbi, Osman, & Wismeijer, 2016). Al igual que con cualquier técnica de impresión 3D, se requiere un archivo digital en 3D. Esto se obtiene a través de algún software CAD, se envía a la máquina, donde un segundo software (llamado slicer) realiza un corte del modelo en capas delgadas de impresión de un espesor fijo. Finalmente se da la orden a la impresora de comenzar a imprimir.

Entre los diversos componentes de una máquina de estereolitografía se encuentran una bandeja de resina, una plataforma móvil (eje Z), un sistema de raspado (eje X), un láser UV, óptica de enfoque y un espejo galvanométrico (ejes X e Y). El rayo láser barre la superficie de la resina líquida de acuerdo con el modelo 3D digital suministrado a la impresora. Un escáner de espejo galvano dirige la luz láser a la trama de la superficie de una tina de monómeros, exponiendo vóxeles para crear estructuras de polímeros en 3D de impresión de proyección digital (o DMD-DPP, que son las siglas de digital micromirror device-digital impresión de proyección), por otro lado, un conjunto de microespejos controlan la activación y desactivación de la luz para polimerizar monómeros a una sola capa completa a la vez, a medida que se eleva una plataforma de construcción se crea una estructura de polímero 3D capa por capa. Una vez que la primera capa de material esté solidificada, la plataforma desciende un nivel, que corresponde al grosor de una capa de impresión, y una nueva sección se solidifica. Hay tantos ciclos de impresión como capas hay para obtener el volumen completo de la pieza. El post procesamiento

implica la eliminación del exceso de resina y un proceso de endurecimiento en un horno UV (Tahayeri et al., 2018) . La elección del monómero es fundamental para la formulación de impresiones de resina 3D, un enfoque razonable es utilizar monómeros que se encuentran comúnmente en la luz polimerizada, resinas compuestas dentales, incluido bisfenol A-glicidilo metacrilato (BisGMA) y dimetacrilato de uretano (UDMA). Sin embargo, estos monómeros de dimetacrilato tienen altos pesos moleculares y altas viscosidades, que podría interferir con la impresión exitosa. Pero, las resinas fotopolimerizables hechas de Bis-EMA, UDMA y TEGDMA fueron formuladas con éxito para la impresión 3D para el procesamiento de luz digital ultravioleta (UV-DLP). Con la utilización de los monómeros anteriores y en disposición de diferentes porcentajes, se han impreso cubos de resina. Donde se sometieron a pruebas mecánicas y de citotoxicidad (Lin et al., 2020).

En comparación con las formas de producción tradicionales, la impresión 3D u otras fabricaciones aditivas, son realmente rápidas, su interfaz de usuario se ha vuelto más amigable y el acceso a la tecnología de impresión 3D se ha vuelto más fácil (Ozen, 2018).

#### **1.5.6.1. Propiedades mecánicas.**

La resistencia a la flexión de cubos de resina impresa 3D, oscilan entre 60 y 90 MPa, comparables con PMMA y materiales restauradores provisionales basados en bisacrilato; el módulo de flexión varió entre 1.7 y 2.1 GPa; y la dureza varió entre  $14.5 \pm 0.6$  HV y  $24.6 \pm 1.8$  HV. En muestras que contienen 10% de TEGDMA (Lin et al., 2020).

#### **1.5.6.2. Ventajas.**

- Fabricación rápida.
- Capaz de crear formas complejas con alta resolución de características.
- Materiales de menor costo si se usan a granel.

---

### 1.5.6.3. Desventajas.

- Solo disponible con polímeros líquidos fotopolimerizables.
- Se deben eliminar los materiales de soporte.
- La resina es desordenada y puede causar sensibilización de la piel, y puede ser irritante por contacto e inhalación.
- Vida útil limitada y vida útil del tanque.
- No se puede esterilizar por calor.
- Tecnología de alto costo (Tahayeri et al., 2018).

### 1.5.6.4. Biocompatibilidad.

La citotoxicidad de los cubos de resina impresos con monómeros de Bis-EMA, UDMA y TEGDMA, fue evaluada in vitro según la norma ISO 10993-5. Aprobando las pruebas con éxito, dicho de otra manera; por su buena citocompatibilidad, estas resinas son candidatos para la formulación en impresión 3D para uso dental (Lin et al., 2020). No sólo con estos compuestos en específicos, en la literatura se pueden encontrar otros compuestos, como lo son las resinas de estereolitografía antibacteriana (Sa et al., 2019). La biocompatibilidad está influenciada principalmente por las características fisicoquímicas de los materiales. El uso de materiales aprobados, los parámetros de fabricación apropiados y uso de técnicas de procesamiento posterior, garantizan resultados óptimos para los dispositivos médicos odontológicos (Alifui-Segbaya et al., 2018).

#### 1.5.6.5. Indicaciones.

Se puede planificar el tratamiento y diseño de restauraciones en el software CAD. La impresión 3D se utiliza en medicina dental para cirugía oral, prótesis maxilofacial, rehabilitación y periodoncia.

- Creación de nuevos implantes dentales (J. Chen et al., 2014)
- Prototipos de instrumentación (Dawood et al., 2015).
- Prótesis removibles
- Fabricación de coronas, incrustaciones, coronas y cofias.
- Restauraciones provisionales
- La fabricación de prótesis de cromo-cobalto también se puede hacer usando la creación rápida de prototipos (Kohli, 2019).

La impresión 3D se puede aprovechar para la fabricación de estructuras metálicas ya sea indirectamente mediante la impresión en resinas de quemado o ceras para un proceso de cera perdida, o directamente en metales o aleaciones metálicas (Dawood et al., 2015). En cirugía maxilofacial, con la fabricación de un sistema personalizado. para predeterminedar el posicionamiento de los elementos óseos, perforar agujeros para tornillos y ayudas quirúrgicas, como guía quirúrgica ortognática (Kohli, 2019), realización de modelos anatómicos impresos, para comprender y visualizar el resultado esperado del tratamiento (Zaharia et al., 2017). Bloques de injerto óseo alogénico impreso en 3D, se pueden usar para aumentar defectos óseos en cirugías reconstructivas. Son específicos del paciente y carecen de problemas éticos, de contaminación cruzada y de morbilidad en el sitio del donante. Sin embargo, les falta potencial osteogénico y osteoinductivo. Los polvos de fosfato de calcio se pueden mezclar con sulfato de calcio y material de impresión (Oberoi et al., 2018).

En ortodoncia, el tratamiento puede planificarse y crearse aparatos. utilizando escaneo óptico intraoral o de laboratorio.

- Creación de modelos
- Alineadores en tratamientos de baja complejidad (Oberoi et al., 2018).
- Fabricación de férulas de unión indirecta (Ciuffolo et al., 2006). La creación rápida de prototipos también permite la fabricación de protectores bucales, retenedores, expansores y dispositivos para la apnea del sueño (Al Mortadi et al., 2012).

# CAPÍTULO II

---

## 2. ANTECEDENTES.

El conocimiento del comportamiento mecánico y de las estructuras dentales, son parte fundamental para el desarrollo de nuevos materiales restaurativos (Roy & Basu, 2008), así como la introducción de biomateriales dentales y el pronóstico de las interacciones diente-restauración (Miyazaki et al., 2009).

Los estudios sobre la liberación de iones metálicos por parte de las coronas de acero inoxidable son muy raros, y difíciles de evaluar en la cavidad oral, se considera que las proteínas salivales pueden tener efecto protector al actuar como inhibidores de corrosión en la superficie de la aleación, pero los estudios no son determinantes (Masjedi et al., 2017).

En 2010 análisis químicos mostraron que partículas de níquel, hierro y cromo, se liberan de las CAI y se absorben en el cemento de los dientes restaurados con dichas coronas. Se observó una concentración en molares cubiertos con CAI, de 5-6 veces mayor que en el cemento de molares primarios intactos (Keinan et al., 2010).

Años posteriores en 2019, se demostró por primera vez, que las CAI podrían aumentar las concentraciones salivales de níquel y cromo, y reducir la acidez de la saliva. Se midieron las liberaciones de estos iones metálicos en la cavidad bucal antes y dos meses posteriores a la colocación de las CAI (Basir et al., 2019).

Por otra parte, en restauraciones libres de metal el aumento de la acumulación de biofilm es otro riesgo potencial; como lo es en la aplicación clínica de las coronas de óxido de zirconio.

Abdulhadi y col, realizaron un ensayo clínico en 2017, donde se comparó los resultados clínicos de dos restauraciones, corona de acero inoxidable y corona de zirconio en dientes molares primarios cariados. Respecto a la falla de recuperación, integridad marginal, contacto proximal, caries secundaria, oclusión y respuesta gingival. A los 12 meses, la tasa de éxito de ambas coronas probadas mostró un 100% de éxito, una oclusión y apariencia normal; sin grietas, astillas o fracturas en las coronas. Concluyeron

---

que tanto las coronas de acero inoxidable como las de zirconio se presentaron como una excelente opción para restauraciones de cobertura total de dientes posteriores. Sin embargo, las coronas de dióxido de zirconio se desempeñaron mejor en el aspecto de la respuesta gingival y estética y la retención de placa a pesar de su alto costo (Abdulhadi, Abdullah, Alaki, Alamoudi, & Attar, 2017).

Estudios posteriores concuerdan con estos indicadores de salud periodontal entre molares primarios restaurados con dióxido de zirconio o CAI.

En un ensayo clínico de 2018, los molares tratados con coronas de dióxido de zirconio mostraron mejores niveles de biofilm y mejores estados gingivales, que los tratados con CAI. Se informó que el dióxido de zirconio en este contexto es superior, debido a su superficie lisa y baja afinidad por la acumulación de placa (Taran & Kaya, 2018).

La dureza de la cerámica siempre se asoció con una mayor abrasividad contra los dientes, pero algunos estudios mostraron que la dureza de la cerámica no conducirá sustancialmente al desgaste de los dientes opuestos. Por otro lado, el grado de desgaste se ve más afectado por la estructura de la superficie y la aspereza de la restauración o los factores ambientales. Diversas investigaciones sobre el efecto de la dureza de la cerámica sobre el desgaste dental han respaldado este hecho al encontrar que la cerámica blanda causó más abrasión contra el esmalte (abrasión del esmalte) en comparación con la cerámica más dura (Hmaidouch & Weigl, 2013). Lo que sugiere que la dureza de la cerámica por sí sola no es un predictor confiable del desgaste de los dientes opuestos (Jung, Lee, & Choi, 2010).

En 2014 un ensayo clínico aleatorizado comparó tres restauraciones de coronas estéticas (resina con relleno feldespático, coronas de acero inoxidable prechapadas y coronas de dióxido de zirconio) frente a la respuesta de dientes primarios. Los dientes restaurados con resina compuesta y CAI prechapadas mostraron un aumento en la puntuación media del índice gingival, mientras que los valores correspondientes disminuyeron en las coronas de dióxido zirconio. Se concluyó que las coronas de zirconio son altamente retentivas y biocompatibles, pero causan un bajo grado de abrasión de su dentición natural opuesta a los 6 meses de seguimiento (Walia, Salami, Bashiri, Hamoodi, & Rashid, 2014).

En el mismo año Amer y col. formaron grupos de coronas de dióxido de zirconio para obtener diferentes acabados; una superficie rugosa, lisa y glaseada.

Las superficies cerámicas lisas dieron como resultado menos desgaste en el esmalte antagonista, por el contrario, la superficie de alto brillo o glaseadas, resultaron en un mayor desgaste.

Los datos obtenidos por el estudio llegaron a las siguientes conclusiones:

- El grupo de coronas de dióxido de zirconio de terminado liso se asoció con la menor cantidad de desgaste del esmalte, por debajo de la superficie glaseada.
- Los materiales restauradores estéticos de uso común pueden ser utilizados con respecto al desgaste del esmalte. El uso de dióxido de zirconio monolítico como una opción restauradora no causa más desgaste del esmalte que las cerámicas fusionadas con el metal, Y-TZP tiene el potencial de ser un sustituto para restauraciones posteriores.
- El desgaste ocurre como un resultado del contacto directo con los antagonistas, pero este comportamiento puede verse afectado no solo por el tipo de material cerámico utilizado, si no también; por el proceso de acabado de las superficies (Amer et al., 2014).

En 2016 se comparó el desgaste producido sobre esmalte dental primario producido por coronas de leucita vitrocerámica, disilicato de litio, CAI y dióxido de zirconio. Las pérdidas de volumen en la estructura dental de los grupos de leucita y litio, fueron significativamente mayores que en el grupo de acero. Pero no se observaron diferencias significativas entre el grupo CAI y el grupo de dióxido de zirconio ( $P > 0.05$ ). Las pruebas demostraron que las superficies de dióxido de zirconio, posterior a la abrasión contra el esmalte eran en su mayoría lisas y no se observaron astillas ni fracturas. En este estudio, el dióxido de zirconio fue el único material con una abrasividad que no difirió significativamente de la del acero inoxidable. El grupo leucita mostró la mayor cantidad de desgaste antagonista de los dientes, seguido en orden decreciente por el litio, dióxido de zirconio y grupos de acero (J.-W. Choi et al., 2016).

En 2016 se realizaron mediciones de desgaste del esmalte, producidas por rehabilitación de coronas monolíticas de dióxido de zirconio a antagonistas, y comparándolas con el desgaste producido entre ambos molares contralaterales (naturales), grupo control. Estas mediciones fueron realizadas a los 6, 12 y 24 meses de seguimiento. Después de 2 años, la pérdida vertical promedio fue de 46  $\mu\text{m}$  para el esmalte en oposición al dióxido de zirconio y 19–26  $\mu\text{m}$  para el esmalte en oposición a esmalte (grupo control), mientras que la corona de dióxido de zirconio perdió 14  $\mu\text{m}$ . El análisis estadístico reveló diferencias significativas entre el desgaste del esmalte por los dientes opuestos a coronas de dióxido de zirconio y por los dientes de control. Las coronas monolíticas de zirconio generaron más desgaste del esmalte opuesto que los dientes naturales. Debido al mayor desgaste causado por otras cerámicas dentales, puede justificarse el uso de coronas monolíticas de zirconio (Stober, Bermejo, Schwindling, & Schmitter, 2016).

En contraparte en 2017, otros estudios refieren no encontrar diferencias significativas, en periodos de tiempo de dos años, comparando la cantidad volumétrica de desgaste en las superficies oclusales antagonistas. La pérdida de volumen promedio para los contactos antagonistas del esmalte se midió a 0.361  $\text{mm}^3$ . La pérdida de volumen promedio para contactos cerámicos puros se midió a 0.333  $\text{mm}^3$ . Las tasas de desgaste en los contactos de esmalte no fueron significativamente diferentes de las medidas en los antagonistas cerámicos (Lohbauer & Reich, 2017). En una comparación de pérdida lineal, los números reflejan mayor diferencia entre si, estos resultados podrían tener diferencias comparativas significativas, pero estas mediciones pueden o no reflejar números precisos, ya que la naturaleza del desgaste es irregular. Lo que proporciona sesgos en los resultados, por lo tanto; el primer estudio no proporciona pérdidas totales, si no, es el reflejo de pérdidas en áreas específicas. Los resultados volumétricos reflejan pérdidas totales dentro del alcance de los estudios. Para probar la hipótesis de que no hay diferencia en el desgaste máximo in vivo de las coronas de dióxido de zirconio monolíticas y las coronas metal-cerámica, opuestas a esmalte, se realizaron pruebas en 2018. No hubo diferencias estadísticas en el desgaste medio de las coronas a el esmalte antagonista e incluso el grupo control del esmalte. Después de un año el dióxido de

---

zirconio monolítico exhibió un desgaste comparable con el esmalte, con relación con las coronas de metal-cerámica y el esmalte de control (Esquivel et al., 2018).

Ese mismo año se examinó el efecto del dióxido de zirconio de superficie envejecida y pulida en comparación con dióxido de zirconio glaseado, sobre el desgaste de la superficie opuesta del esmalte humano natural. Se eligió dióxido de zirconio estabilizado con itrio por ser el material cerámico elegido en la gran mayoría de restauraciones en la región posterior. En cuanto a la dureza, coronas de dióxido de zirconio monolítico reveló mejores propiedades mecánicas de la superficie en comparación con el dióxido de zirconio glaseado, los valores de desgaste más bajos se produjeron con superficies pulidas (Aboushahba, Katamish, & Elagroudy, 2018). Durante 24 meses se evaluó el comportamiento de coronas de dióxido de zirconio en dientes primarios en comparación con las coronas de acero inoxidable. Este ensayo clínico aleatorizado fue controlado y diseñado como un estudio de boca dividida. Los resultados a 24 meses, indicaron que las coronas de dióxido de zirconio funcionan de manera similar a una corona de acero inoxidable establecida para la restauración de los dientes molares primarios.

Estos estudios parecen prometedores para las coronas de dióxido de zirconio, como restauración de molares. Los autores de esta investigación declararon que realmente no hay diferencias clínicamente significativas en el éxito de restauración entre las coronas de dióxido de zirconio y las coronas de acero inoxidable. Los únicos datos recopilados que indican una diferencia significativa se relacionaron con la satisfacción con la apariencia de la corona, donde los padres prefirieron la corona de dióxido de zirconio (Donly, Sasa, Contreras, & Mendez, 2018).

Otro material de restauración de reciente aplicación potencial en odontología es el polietere tercetona (PEEK), el cual es un polímero termoplástico cristalino. Las modificaciones adicionales y la mejora de las propiedades del material pueden aumentar sus aplicaciones en odontología clínica (Najeeb et al., 2016). En 2016 se realizó un estudio in vitro sobre diferentes polímeros CAD/CAM, con el propósito de evaluar los efectos de diferentes pruebas de envejecimiento. Los materiales seleccionados fueron, PEEK (Dentokeep), material híbrido (VITA Enamic), resinas compuestas (LAVA Ultimate y resina CAD-CAM experimental nanohíbrida-compuesta) y basados en polimetacrilato

de metilo: PMMA (VITA CAD-Temp), Telio CAD, artBloc Temp y ZENOTEC ProFix. Los resultados mostraron a PEEK con los valores más bajos de solubilidad y absorción de agua dentro de las limitaciones del estudio. Se concluyó que los parámetros de dureza de PEEK eran comparables con materiales basados en PMMA. Por su baja solubilidad y absorción de agua se puede recomendar para restauraciones a largo plazo (Liebermann et al., 2016).

En el mismo año, datos obtenidos de probar la fuerza de retención entre diversas coronas, estableció que independientemente del cono y el material de la corona secundaria, PEEK podría ser un material adecuado para coronas primarias (Stock et al., 2016).

En 2017 se realizaron ensayos sobre dureza y el desgaste antagonista de los dientes primarios producidos por el PEEK en comparación con otros polímeros CAD/CAM y cerámico-polímeros. El PEEK mostró el mayor valor en pérdidas volumétricas y de peso del material. La Microscopía electrónica de barrido mostró que este polímero tenía la superficie más lisa, sin grietas, desprendimientos, picaduras o fracturas. Sin embargo, causó el menor desgaste del antagonista, pero el mayor desgaste del propio material (J. Choi et al., 2017) .

En 2018 con el objetivo de evaluar el efecto de la composición de los bloques CAD / CAM en sus propiedades mecánicas. Se probaron nueve bloques CAD / CAM diferentes, esmalte y dentina. PEEK mostró propiedades mecánicas favorables. PEEK debajo relleno tienen valores comparables de dureza y rigidez con PMMA. Por lo tanto, se concluyó que podrían ser una buena opción para restauraciones a largo plazo (Alamouch et al., 2018).

Decidir entre coronas de acero inoxidable y una corona estéticamente más agradable, debe basarse en evidencia de cómo se comparan las opciones con respecto a todos los importantes resultados. Estudios realizados en 2016 sobre discos de dióxido de zirconio (3Y-TZP), describen los protocolos de envejecimiento acelerado, en el cual se simuló aproximadamente 12-16 años de uso clínico. Se obtuvieron diferencias discretas en

cambios de color, la mayor diferencia fue en croma. En cuanto al tiempo de envejecimiento, estas diferencias de color no fueron estadísticamente significativas. Esta diferencia fue inferior a 1.25 de  $\Delta E$ , lo que demuestra que el dióxido de zirconio mantuvo sus propiedades colorimétricas después del protocolo de envejecimiento (Volpato et al., 2016). En 2017 se confirmó la estabilidad del color de dióxido de zirconio frente al envejecimiento con el uso de enjuagues con clonixinato de clorhexidina al 2%. Se calculó un  $\Delta E < 3.3$ , los resultados no fueron visualmente perceptibles (Derafshi, Khorshidi, Kalantari, & Ghaffarlou, 2017).

Para corroborar cambios cromáticos y el potencial de eliminación de manchas de diferentes métodos de limpieza (individual / profesional y de laboratorio), Heimer y col. almacenaron muestras de PEEK, PMMA y resina compuesta, en cuatro medios diferentes (Agua destilada, clorhexidina, vino tinto y curry) durante 7 días para inducir la formación de pigmentos. El PEEK parece más estable frente a las decoloraciones, mostró cambios de color significativamente más bajos, mientras que a resina compuesta presentó los cambios más altos. En cuanto al potencial de limpieza, la profilaxis individual se puede realizar con cepillos de dientes (Heimer et al., 2017).

En un estudio comparativo, se evaluó el ajuste interno de las coronas dentales fabricadas por el método de fresado CAD / CAM y el método de impresión 3D. El modelo maestro se fabricó con acero inoxidable utilizando una máquina CNC y el modelo de trabajo se creó a partir de la impresión de vinilpolisiloxano. Se utilizó el método de fresado CAD / CAM y dos tipos de resina de alta tenacidad para impresión 3D, para producir 10 coronas provisionales por grupo. La medición de discrepancia interna, utilizó el método de réplica de silicio y los datos medidos se analizaron con ANOVA unidireccional para verificar la significación estadística. Los resultados de la desviación estándar de los 3 grupos son 171.6  $\mu\text{m}$  para la corona fabricada por el sistema de fresado y 149.1 y 91.1  $\mu\text{m}$  respectivamente para las coronas fabricadas con los dos tipos de impresión 3D. Hubo una diferencia estadísticamente significativa y el grupo del sistema de impresión 3D mostró un ajuste marginal e interno de la restauración provisional con mayor valor, siendo más sobresaliente que el grupo del sistema de fresado. Por lo tanto, el método de impresión 3D se considera aplicable no sólo para la producción de restauraciones

---

provisionales, sino también en la producción de prótesis dental con un mayor nivel de finalización (W. S. Lee, Lee, & Lee, 2017).

Un artículo en 2017 comparó las propiedades mecánicas de prótesis provisionales procesadas convencionalmente y manufacturadas por medio de impresión 3D de estereolitografía de bajo costo. Los resultados mostraron suficientes propiedades mecánicas como material restaurador provisional de manufactura aditiva, a pesar de la precisión limitada de impresión por el sistema 3D elegido (Tahayeri et al., 2018).

La resistencia al desgaste de los materiales es un factor importante a tener en cuenta en la rehabilitación protésica. Dicha resistencia en resinas de alta tenacidad en comparación con las resinas convencionales, se aborda en el estudio de J.M. Park y col. (2018), donde las muestras de resina se sometieron a antagonistas de metal y dióxido de zirconio, ambas fueron sometidas a 30,000 ciclos de masticación con movimientos verticales y horizontales, con cargas de 5 kg y en condiciones de termociclado. La resina impresa en 3D, no mostró una diferencia significativa en la pérdida de profundidad máxima o la pérdida de volumen de desgaste en comparación con las resinas convencionales. No se reveló ninguna diferencia significativa. La resina de alta tenacidad mostró grietas y separación de enlaces entre capas al oponerse al desgaste abrasivo de metales. Los resultados sugieren que la impresión 3D con materiales de resina proporciona una resistencia al desgaste adecuada para uso dental (J. M. Park et al., 2018).

En un artículo de 2019 se demostró que se puede fabricar resinas antibacterianas de alta tenacidad mediante impresión 3D. Resinas de estereolitografía antibacteriana, mediante la adición de nanotubos Halloysite portadores de Ag (Ag-HNT). La morfología y el componente de Ag-HNT se caracterizaron por microscopía electrónica de transmisión (TEM) y espectroscopía de rayos X con dispersión de energía. TEM investigó la distribución uniforme de Ag-HNT en SLR. La curva de curado mostró que el comportamiento fotocurable de las resinas compuestas apenas se vio afectado por la adición de Ag-HNT. La prueba de flexión de tres puntos indicó que la resistencia a la flexión de las muestras aumentó en un 25% después de la adición de 3% de Ag-HNT. Se demostró una capacidad antibacteriana continua de Ag-HNT / SLR curada mediante el

cultivo de estreptococos mutantes en la solución de lixiviación de resinas. Las células L929 se cultivaron en la solución de lixiviación durante 48 h, y los resultados del ensayo CCK-8 indicaron que las resinas compuestas tenían buena citocompatibilidad (Sa et al., 2019).

# CAPITULO III

---

### 3.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Las coronas de acero inoxidable (CAI) son a menudo la primera opción para la reparación de defectos en la dentición primaria causados por caries, y han sido uno de los métodos más efectivos y eficientes de restauración dental en odontología pediátrica. En los últimos años, se han desarrollado sistemas CAD / CAM aplicados en odontología pediátrica restaurativa (J.-W. Choi et al., 2016).

En la actualidad, se conoce el éxito y la fiabilidad de las coronas de acero inoxidable. Su desventaja principal es su pobre apariencia. Un material estético alternativo a este tipo de coronas es el dióxido de zirconio. Serían más ampliamente adoptados tanto por los odontólogos como por las casas comerciales, si la evidencia mostrará que su tasa de éxito es equivalente a la tasa de éxito de las coronas de acero inoxidable.

Se ha cuestionado el comportamiento mecánico de las coronas cerámicas en el sector posterior, el principal rechazo de estos materiales es por su alta dureza. La no utilización de diversos materiales CAD-CAM para la restauración de dientes primarios está en función de las evaluaciones de las relaciones de desgaste entre restauraciones y los dientes primarios. Hay una controversia en que los materiales alternativos al acero inoxidable, tienden a ser más duros y producir desgaste en antagonistas, desequilibrando el plano oclusal en pacientes pediátricos.

Los dientes primarios y permanentes difieren en ciertos factores; diferencias morfológicas, grosor del esmalte y la dentina, así como las diferentes fuerzas de mordida de adultos y pacientes pediátricos, lo que confirma que en los niños las fuerzas de mordida son bajas, así como el desgaste en las superficies oclusales de las restauraciones posteriores.

En la actualidad existen algunas alternativas al acero inoxidable: como, por ejemplo, el dióxido de zirconio, el polietereetercetona y las resinas para impresión 3D de alta tenacidad. Aunque el dióxido de zirconio es un material muy duro, las coronas de este material no causan un desgaste excesivo en el esmalte de los dientes antagonistas (Nowak et al., 2019). Por otra parte, el polietereetercetona (PEEK) es un material de restauración de alto rendimiento, que presenta una alta resistencia contra el desgaste, la abrasión y la corrosión, también presenta los valores más bajos de solubilidad, absorción

de agua (Taufall et al., 2016) y una biocompatibilidad elevada, suficientemente corroborada (Kurtz & Devine, 2007) que asegura la utilización a largo plazo con una interacción adecuada al esmalte antagonista. Y en cuanto a las resinas para impresión 3D de alta tenacidad, se ha demostrado en varios estudios la calidad de estas restauraciones (Zaharia et al., 2017), con propiedades mecánicas similares a las resinas convencionales (Berli et al., 2020). Su alta resistencia a la fractura y al desgaste las hacen adecuadas para el uso dental (J. M. Park et al., 2018). No sólo se limita como material restaurador provisional (Tahayeri et al., 2018), ya que el ajuste marginal e interno de las coronas dentales fabricadas por método de impresión 3D, proporciona un mayor tiempo de vida útil (W. S. Lee et al., 2017) y con una adecuada biocompatibilidad, permitiendo su utilización de forma segura (Torrecilla & li, 2018), dependiendo de esta, se consideran aplicables para restauraciones en contacto con el cuerpo humano con tiempos prolongados de uso (Sa et al., 2019). Existe una gran cantidad de variaciones de resinas de alta tenacidad, dependiendo si existe o no la mezcla con ciertas partículas de relleno (Berli et al., 2020), que mejoran las propiedades mecánicas y antibacterianas de la resina (S. G. Chen et al., 2019). Unas de las ventajas, es su manufactura, de detalles precisos, resultados consistentes y una alta reproductibilidad (Ozen, 2018) . Su alta resistencia a la fractura y al desgaste, hacen de la resina de alta tenacidad, un material adecuado para producir coronas unitarias, prótesis parciales fijas (Torrecilla & li, 2018), férulas y otros dispositivos (Kohli, 2019). En toda restauración se debe considerar el riesgo de desgaste en el diente opuesto. De hecho, el desgaste del diente opuesto es parte de los criterios definidos por la FDI (Fédération Dentaire Internationale) para la evaluación de restauraciones directas e indirectas; El desgaste es uno de los parámetros funcionales (Hickel et al., 2010).

En consecuencia, formulamos la pregunta de investigación, partiendo de la comparativa de tres alternativas de material (dióxido de zirconio, polieteretercetona y resina de alta), en relación a su desempeño mecánico: ¿qué material posee propiedades físico-mecánicas, para ser considerado una buena opción o en su defecto, el mejor material restaurador de cobertura completa en molares primarios?

---

### 3.2. JUSTIFICACIÓN.

Esta investigación parte de dos conceptos; los dientes posteriores de la primera dentición son siempre de suma importancia ya que son vitales particularmente en la masticación y el desarrollo de la oclusión. El tratamiento más frecuente, corresponde a la utilización de coronas unitarias en el sector posterior; el desarrollo de los sistemas CAD-CAM ha introducido la capacidad de realizar diseños digitales y la utilización de materiales de alto rendimiento, que cumplen con las expectativas funcionales, mecánicas, de biocompatibilidad y estética.

El propósito de este estudio es proporcionar información sobre el posible uso de tres alternativas de materiales de restauración para la elaboración de restauraciones en dientes primarios posteriores a través de la tecnología CAD-CAM e impresión 3D. En función a la evaluación de los valores de desgaste entre dichos materiales con los dientes antagonistas primarios.

La relevancia de este estudio es verificar que material es más óptimo, no solo por sus propiedades mecánicas, si no también, por las ventajas estéticas, higiénicas y de longevidad. Con la posibilidad de acercar la aceptación de materiales restaurativos CAD-CAM y de impresión 3D en odontopediatría.

Posteriormente, en conjunto con la elaboración de nuevos diseños digitales, por parte del Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES unidad León de la UNAM; permitirá tener un sistema de rehabilitación de dientes primarios, único y con posibilidad de que pueda obtener su propio sistema de coronas prefabricadas infantiles. Con lo anterior, denota la relevancia de las nuevas técnicas de procesamiento, en la utilización de sus ventajas y en el beneficio de abrir y/o expandir su uso y comercialización.

---

### 3.3. HIPÓTESIS.

$H_1$  = Los materiales utilizados: dióxido de zirconio, el polieteretercetona y resina de alta tenacidad; presentarán propiedades mecánicas apropiadas para la elaboración de coronas de la primera dentición.

#### **Hipótesis nula.**

$H_0$  = Los materiales utilizados: dióxido de zirconio, el polieteretercetona y resina de alta tenacidad no presentarán propiedades mecánicas apropiadas para la elaboración de coronas de la primera dentición.

---

### **3.4. OBJETIVOS.**

#### **3.4.1. Objetivo General.**

Medir la dureza, la abrasión y la estabilidad de color de tres biomateriales dentales: dióxido de zirconio, polietere tercetona y resina de alta tenacidad.

#### **3.4.2. Objetivos Específicos.**

1. Obtener en la literatura valores de dureza Vickers del esmalte de la primera dentición y del acero inoxidable de coronas pediátricas.
2. Medir la dureza Vickers de muestras elaboradas de: dióxido de zirconio, polietere tercetona y resina de alta tenacidad; a través de microdurómetro en el Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Departamento de Materiales Metálicos y Cerámicos del Instituto de Materiales de la UNAM.
3. Medir la estabilidad del color de muestras elaboradas de: dióxido de zirconio, polietere tercetona y resina de alta tenacidad; posterior a ser sometidos a una prueba de envejecimiento acelerado; ambos en el Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES Unidad León de la UNAM.
4. Medir la abrasión de muestras elaboradas de: dióxido de zirconio, polietere tercetona y resina de alta tenacidad; sobre el esmalte dental primario siguiendo el método de abrasión de Enrico 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.

**Observacional:** Debido a que se examinará el comportamiento de tres biomateriales dentales (dióxido de zirconio, polietereetercetona y resina de alta tenacidad), donde se llevarán a cabo tres diferentes mediciones; dureza Vickers (HV), comportamiento abrasivo ( $\mu\text{m}$ ) sobre el esmalte dental primario y finalmente, el comportamiento del estado cromático ( $\Delta E$ ), en relación al envejecimiento acelerado.

**Longitudinal:** Se observará al mismo grupo de muestras de manera repetida a lo largo de un periodo 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.

**Comparativo:** Se evaluará y comparará los tres biomateriales dentales en relación al valor Vickers, así como con otros valores Vickers descritos en la literatura, tanto del esmalte dental y el acero inoxidable de coronas pediátricas.

**Prospectivo:** A partir de las mediciones y análisis correspondientes, se observará cuál de los materiales tendrá el mejor comportamiento físico-mecánico, en relación al comportamiento de los materiales restaurativos de cobertura completa en dientes posteriores primarios.

## 4.2. Tamaño de la Muestra.

N = 30 muestras.

Se realizaron 10 muestras por cada grupo de trabajo, dióxido de zirconio, polieteretercetona, y resina de alta tenacidad. Cuyas dimensiones fueron:

- Dióxido de zirconio: de  $10.0 \pm 0.1$  mm en profundidad,  $10.0 \pm 0.1$  mm de ancho y  $10 \pm 0.1$  mm de altura.
- Polieteretercetona: de  $10.0 \pm 0.1$  mm en profundidad,  $10.0 \pm 0.1$  mm de ancho y  $15 \pm 0.1$  mm de altura.
- Resina de alta tenacidad: de  $10.0 \pm 0.1$  mm en profundidad,  $10.0 \pm 0.1$  mm de ancho y  $15 \pm 0.1$  mm de altura.

## 4.3. Criterios de Selección.

### 4.3.1. Criterios de Inclusión.

- Muestras elaboradas de discos de polieteretercetona.
- Muestras elaboradas de discos de dióxido de zirconio estabilizado con itrio.
- Muestras elaboradas de resina de alta tenacidad 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 (tabla 1).

- Material de restauración compuesto cristalino metaestable.
- Material de restauración polímero aromático policíclico lineal semicristalino.
- Material de restauración resina de alta tenacidad.
- Esmalte dental.
- Acero inoxidable.

##### 4.4.2. Variables Dependientes (tabla 2).

- Dureza Vickers.
- Estabilidad de color.
- Abrasión.

| VARIABLES INDEPENDIENTES  |                       |   |                     |                  |              |
|---------------------------|-----------------------|---|---------------------|------------------|--------------|
| VARIABLE                  | DEFINICIÓN CONCEPTUAL | DEFINICIÓN OPERACIONAL  | ESCALA DE MEDICIÓN  | Tipo de variable |              |
| Material de Restauración. | <b>Cerámica A.</b>    | Compuesto policristalino metaestable.   | Marca del material. | Disco.           | Cualitativa. |
|                           | <b>Polímero D.</b>    | Polímero aromático policíclico lineal semicristalino.   | Marca del material. | Unidad impresa.  |              |
|                           | <b>Polímero A</b>     | Resina líquida curable mediante radiación UV, a través de sucesivas capas foto-polimerizadas. | Marca del material. | Unidad.          |              |

Tabla 1 Variables independientes

| VARIABLES DEPENDIENTES |  |  |                    |                  |
|------------------------|--|--|--------------------|------------------|
| VARIABLE               | DEFINICIÓN CONCEPTUAL  | DEFINICIÓN OPERACIONAL   | ESCALA DE MEDICIÓN | TIPO DE VARIABLE |
| <b>Dureza Vickers</b>  | Resistencia de un material al ser deformado o penetrado.<br>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     |
| <b>Abrasión</b>        | 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     |

Tabla 2. Variables dependientes

# CAPÍTULO V

## **5. MÉTODO.**

### **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.

Liversidge y colaboradores en 1998 realizaron un estudio donde 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 , 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 de los dientes de la primera dentición.

| 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                 |
| Segundo molar inferior    | 10.01 mm  | 0.48                 |

Tabla 4. Distancia buco lingual de los dientes de la primera dentición.

### 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 posterior.

| <i>Primer Molar Superior Derecho</i> |     |     |     |     |     |     |
|--------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
|                                      |     |     |     |     |     |     |
| <b>Mesiodistal</b>                   | 7.3 | 7.5 | 7.8 | 8.4 | 8.9 | 9.4 |
| <b>Bucolingual</b>                   | 5.4 | 5.7 | 6.0 | 6.4 | 6.7 | 6.8 |

| <i>Segundo Molar Superior Derecho</i> |     |     |      |      |      |      |
|---------------------------------------|-----|-----|------|------|------|------|
|                                       |     |     |      |      |      |      |
| <b>Mesiodistal</b>                    | 9.1 | 9.5 | 10.1 | 10.3 | 10.8 | 11.1 |
| <b>Bucolingual</b>                    | 5.8 | 5.9 | 6.1  | 6.2  | 6.6  | 6.8  |

| <i>Primer Molar Inferior Derecho</i> |     |     |     |     |     |     |
|--------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
|                                      |     |     |     |     |     |     |
| <b>Mesiodistal</b>                   | 7.5 | 7.8 | 8.1 | 8.7 | 8.9 | 9.3 |
| <b>Bucolingual</b>                   | 5.2 | 5.4 | 5.8 | 6.3 | 6.7 | 6.7 |

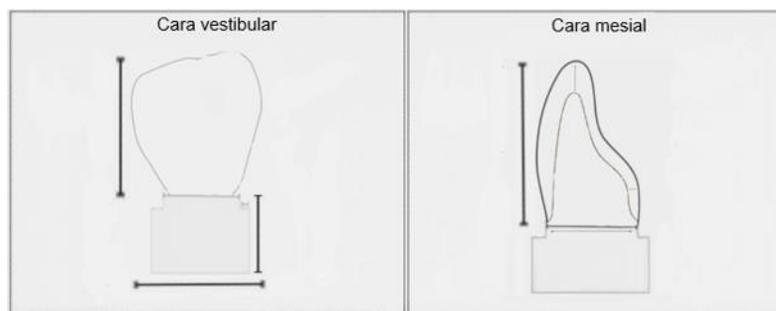
| <i>Segundo Molar Inferior Izquierdo</i> |     |      |      |      |      |      |
|---|-----|------|------|------|------|------|
|   |     |      |      |      |      |      |
| <b>Mesiodistal</b>                      | 9.5 | 10.0 | 10.3 | 10.8 | 11.2 | 11.6 |
| <b>Bucolingual</b>                      | 5.3 | 5.7  | 5.9  | 6.3  | 6.4  | 6.7  |

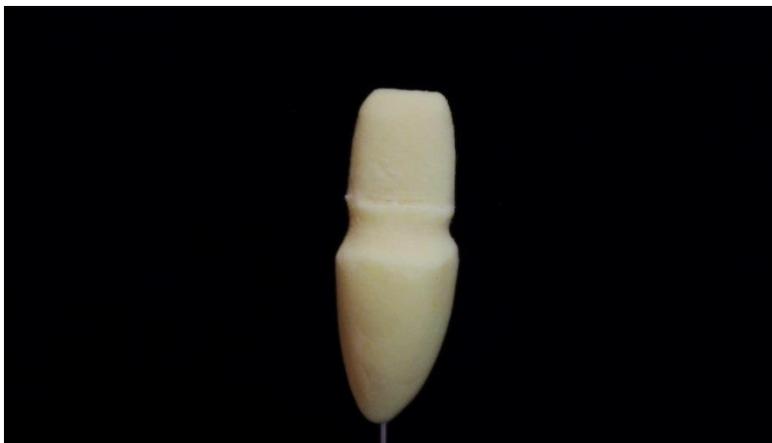
#### 5.1.4. Método para el Diseño Digital de los Prototipos de Coronas Anteriores.

Se obtuvieron modelos de dientes de 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 (figura 1-4). 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.

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.

Se verificó que cada uno de los modelos digitales cumpliera con los requerimientos de cada uno de los 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.

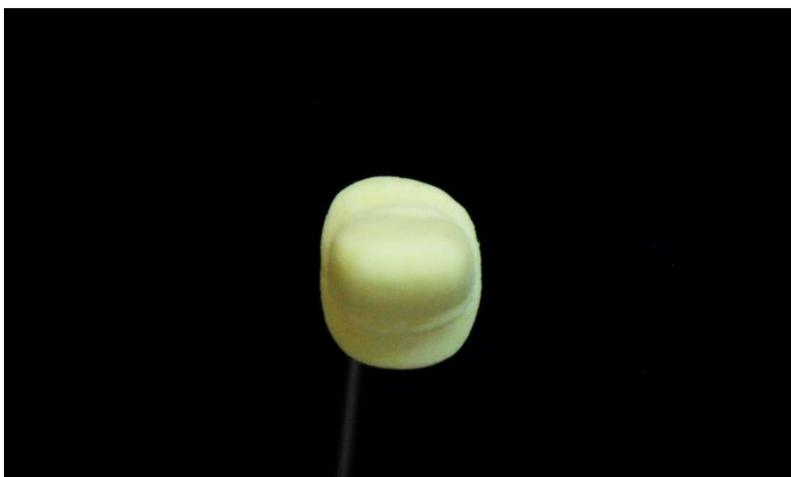




*Figura 1 Modelo de dientes de silicona. Cara vestibular.*



*Figura 2 Modelo de dientes de silicona. Cara mesial.*



*Figura 1 Modelo de dientes de silicona. Cara oclusal.*

---

## 5.2. Elaboración de Muestras para Pruebas Mecánicas.

### 5.2.1. Material instrumental y equipo.

- Disco Diamantado Flexible Idi Para Cerámica Y Acrílico.
- Micromotor Marathon Champion 3.
- Lijas de agua: grano 180 y 220 (C-99-180 FANDELI y Lag220 Surtek).
- Calibrador digital SATA (9151, 0-150MM).
- Software CAD Dental system ® (3Shape A/S, Copenhagen K Denmark).
- Software CAM Easyshape ® (Roland DGA Co).
- Fresadora DWX-50 ® (Roland DGA Co).
- Disco de Cerámica A.
- Disco de Polímero D.
- Polímero A.
- PreForm Software 2.10.3.
- Impresora 3D (especificaciones).
- Horno UV (especificaciones).
- Toallas desechables secas.

### 5.2.2. Método de Obtención de Muestras de Cerámica A y Polímero D.

Se diseñaron los especímenes CAD-CAM mediante el Software CAD Dental system ® (3Shape A/S, Copenhagen K Denmark). Se diseñaron 10 muestras cúbicas de cerámica A de 10.0 mm por lado (figura # 1). Y 10 muestras de polímero D de 10.0 mm en profundidad, 10.0 mm de ancho y 15 mm de altura (figura #2). Los datos fueron procesados por el Software CAM Easyshape ® (Roland DGA Co), posteriormente manufacturados gracias a la Fresadora DWX-50 ® (Roland DGA Co) (figura # 3) Posteriormente la cerámica A fue sinterizada como lo indica el fabricante (figura # 4). Los puntos de unión del disco CAD-CAM y de las muestras se eliminaron con un disco diamantado (Flexible Idi Para Cerámica Y Acrílico) (figura # 5) en pieza de mano de micromotor (Marathon Champion 3) (Figura # 6), Se pulieron con lija de agua grano 180 y 220 (C-99-180 FANDELI y Lag220 Surtek).

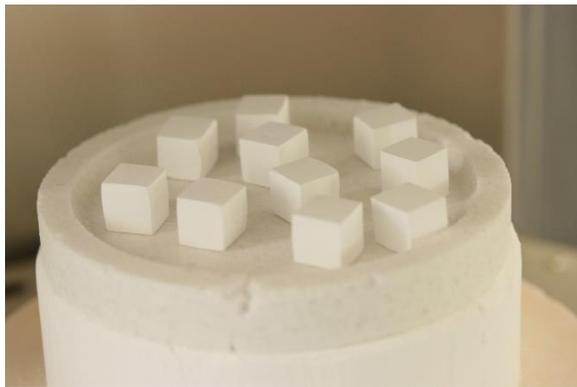


Figura 2 Muestras de OZr

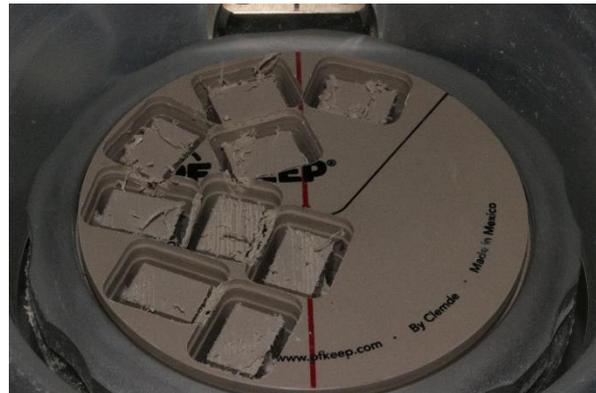


Figura 3 Manufacturación muestras PEEK.



Figura 4 Fresadora DWX-50, Roland DGA Co.



Figura 5 Sinterización muestras de Zr.



Figura 8 Disco diamantado, Flexible Idi Para Ceramica Y Acrílico.



Figura 9 Micromotor Marathon Champion 3.

### 5.2.3. Método de Obtención de Muestras de Polímero A.

Las muestras se diseñaron utilizando un software CAD de código abierto (Meshmixer). Con medidas de 10.0 mm en profundidad, 10.0 mm de ancho y 15 mm de altura. Las muestras se guardaron como archivos STL y se exportaron al software de impresión 3D (PreForm Software 2.10.3). Los soportes se ajustaron a un índice de densidad de 1 y un tamaño de punto de 600  $\mu\text{m}$  para todas las muestras, se comprobó la precisión de impresión con diferentes orientaciones de impresión en relación con la plataforma de construcción (0, 15, 45 y 90 °). Se determinó la orientación de impresión más óptima, comparándolos con los parámetros de resina predefinidos que están disponibles en el software PreForm (figura # 7). Estos parámetros han sido optimizados previamente por el fabricante de la impresora 3D para polimerizar los diferentes materiales que están disponibles comercialmente en la lista de materiales del fabricante.

Se estableció el grosor de la capa de impresión en 100  $\mu\text{m}$ . Las muestras impresas se limpiaron con monómero de superficie residual de resina, usando toallitas desechables. Posteriormente se sometieron a dos ciclos en horno UV (figura # 9) (Lumamat ® 100, Ivoclar Vivadent) (figura # 10), las estructuras de soporte (figura # 8) se eliminaron con un disco diamantado Flexible (Idi Para Cerámica y Acrílico) (figura # 2), en pieza de mano de micromotor (Marathon Champion 3) (figura # 2). Se pulieron con lija de agua grano 180 y 220 (C-99-180 FANDELI y Lag220 Surtek).

Se corroboraron las medidas con calibrador digital (SATA 9151, 0-150MM) (figura # 11) para la longitud, el ancho y el grosor de las muestras.

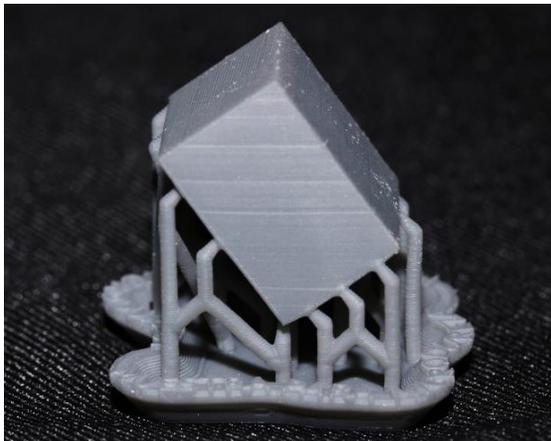


Figura 6 Orientación 45° impresión polímero B.

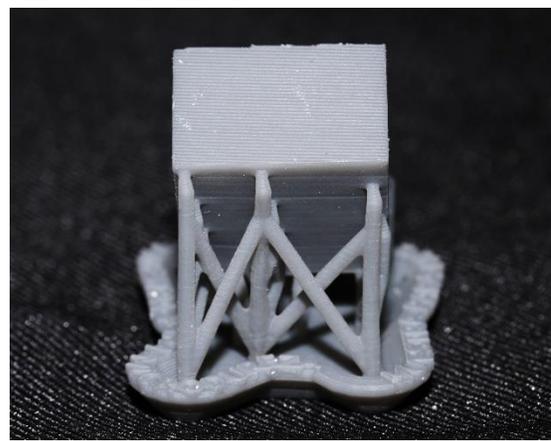


Figura 7 Orientación 45° impresión polímero B.  
Estructuras de soporte.

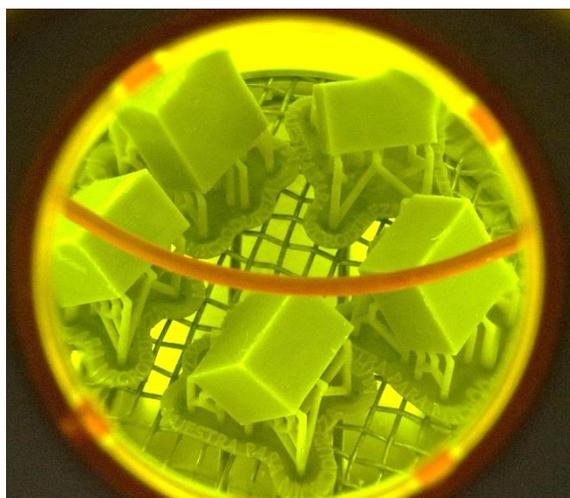


Figura 12 Ciclo horno UV (Lumamat® 100, Ivoclar Vivadent).



Figura 13 Horno UV (Lumamat® 100, Ivoclar Vivadent).



Figura 8 Calibrador digital, SATA 9151, 0-150MM.

#### 5.2.4. Muestras obtenidas.

- 20 muestras en total (polímero D y polímero A), de  $10.0 \pm 0.1$  mm en profundidad,  $10.0 \pm 0.1$  mm de ancho y  $15 \pm 0.1$  mm de altura.
- 10 muestras cúbicas de cerámica A de  $10.0 \pm 0.1$  mm.

Se corroboraron las medidas con ayuda de un calibrador digital (Calibrador digital SATA 9151, 0-150MM) para corroborar las correctas dimensiones longitud, ancho y grosor de las muestras.

Grupo cerámica A (N: = 10)

Grupo polímero D (N: = 10)

Grupo -polímero A (N: = 10)

### **5.3. Elaboración de Indentador (cuerpo abrasivo).**

#### **5.3.1. Material, instrumental y equipo.**

- Vaselina.
- Frasco de vidrio con tapa.
- Acrílico en polvo termocurable (Opti Ceryl ®).
- Monómero (Opti Ceryl ®).
- Silicona por adición express STD (3M ESPE, USA).
- Yeso tipo II.
- Mufla.
- Taza de silicón.
- Espátula para yeso.
- Espátula de cemento.
- Vibrador.
- Prensa hidráulica (Mestra 030350).
- Horno microondas.
- Guía metálica (cilindro 50.0 x 8.0 mm) para manufacturar indentador (cuerpo abrasivo).
- Conformador de zócalos.

#### **5.3.2. Método, Obtención del Indentador (cuerpo abrasivo) para Prueba de Abrasión.**

Para realizar las pruebas de abrasión se requirió de un cuerpo abrasivo, en este estudio el cuerpo abrasivo fue un cilindro de 50.0 x 8.0 mm aproximadamente, se realizó con acrílico termocurable. Se le nombró “indentador abrasivo”, siendo exclusivo para pruebas de abrasión. Evitando confusiones con el indentador utilizado en las pruebas de dureza Vickers (figura # 12).



Figura 9. Indentador abrasivo de acrílico termocurado.

Se limpió y colocó vaselina en el conformador metálico para disminuir posibles retenciones al polimerizar la silicona por adición.

Se mezcló una porción de silicón por adición (express STD, 3M ESPE, USA) de acuerdo a las indicaciones dadas por el fabricante, colocándolo posteriormente en un conformador para zócalos, esto para poder recibir la muestra guía metálica y poder obtener una impresión parcial del modelo. Antes de que la polimerización de la silicona concluyera, se realizaron muescas que sirvieron como retención mecánica en ambas impresiones. Posterior a la polimerización del silicón y sin retirar la guía, se tomó la impresión para completar el registro total de la pieza. Con el fin de que cada muestra negativa abarque un 50% de la muestra, favoreciendo el correcto enmuflado y así un óptimo acrilizado, con un mínimo de excedente en la unión. Se cubrió la mufla y contramufla con vaselina, procedió a verter yeso tipo II sobre la mufla y posterior colocación del negativo (con guía metálica en su interior) centrándolo en la mufla, se detalló el yeso y dejó fraguar. Cerrada la mufla y con ayuda de un vibrador se vertió yeso tipo II. Concluido el tiempo de fraguado, se prosiguió a abrir la mufla. Cuidadosamente se separaron y limpiaron ambas partes del negativo, retirando la guía metálica.

Posteriormente colocó dos capas de separador yeso-acrílico sobre las áreas de yeso y una de vaselina sobre el negativo. Una vez seco el separador se procedió al acrilizado. En un recipiente de vidrio se mezclaron polímero y monómero termocurables (Opti Ceryl ®) en

porción volumétrica 3:1, de acuerdo a las instrucciones del fabricante. La mezcla se vertió dentro del modelo en negativo, prensó para retirar excedentes, se limpió y prensó nuevamente para llevarlo al horno de micro ondas. Se llevaron a cabo dos ciclos, ambos con una duración de 3 minutos, el primero con una potencia del 100% mientras que el segundo con un 40% de potencia, de dejó un intervalo de espera de 3 minutos entre cada ciclo. Transcurrido el tiempo de enfriamiento de la mufla, se retiró el cilindro indentador, se limpió y se acondicionó.

## 5.4. Prueba de Dureza Vickers.

### 5.2.1. Material y Equipo.

- Muestras de Cerámica A (10 n), Polímero D (10 n), y Polímero A (10 n)
- Durómetro Matsuzawa MHT2, Digital Micro Hardness Tester (modelo: THBRV-187.5D, Japón), con punta de diamante piramidal de base cuadrada.
- Plumón marca textos.

### 5.2.2. Método.

La micro indentación y la obtención de resultados se realizaron en el Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Laboratorio de Propiedades Mecánicas LB-006, perteneciente al Departamento de Materiales Metálicos y Cerámicos, del Instituto de Investigaciones en Materiales de la UNAM.

Los exámenes de micro indentación se llevaron a cabo con el durómetro Matsuzawa MHT2 (figuras # 13 y 14). Se establecieron cargas fuerza y tiempos de trabajo de forma igualitaria para todos los ejemplares, con el fin de tener resultados estandarizados.



Figura 10 Pantalla digital del durómetro Matsuzawa MHT2.



Figura 11 Durómetro Matsuzawa MHT2.

Se estableció una carga de 30 kgf con un tiempo de 12s, utilizando un indentador punta de diamante, piramidal de base cuadrada.

Se registraron las dos diagonales producidas por la huella, diagonal vertical (D1) y diagonal horizontal (D2) (figura # 15) hecho por el indentador en la muestra (figuras # 16 y 17).

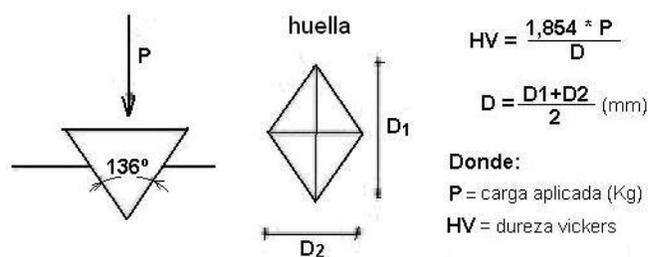


Figura 18 Definiciones y conceptos de Mecánica. Dureza Vickers. [ilustración]. Recuperado de <http://www.fullmecanica.com/definiciones/d/1031-dureza-vickers>. Diagrama de ejes longitudinales D1 y D2 y formula Vickers.

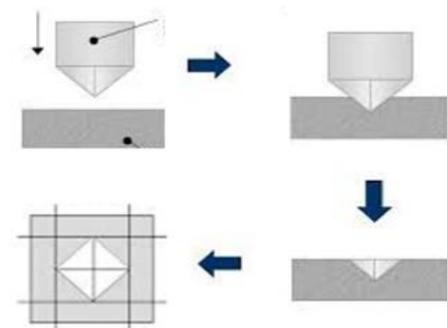


Figura 19 Vickers hardness testers. Matsuzawa. [ilustración]. Recuperado de: <http://www.matsuzawa-ht.com/us/support/guide.htm>. Diagrama prueba Vickers, secuencia de indentación.

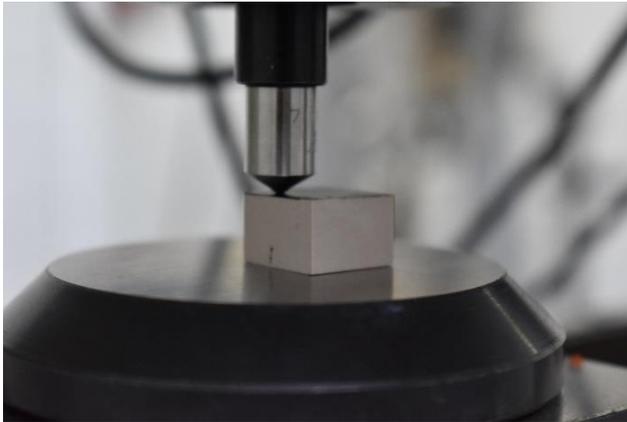


Figura 12 Ensayo de dureza. Indentador sobre muestra.

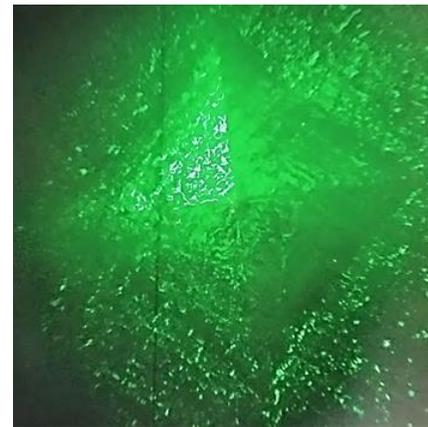


Figura 13 Huella producida por el indentador de punta piramidal. Apreciación de la forma piramidal del indentador.

La medición de las diagonales se realizó inmediatamente después de haber hecho la carga. La visualización es efectuada a través de un ocular de objetivo plano y gracias a la proyección de un haz de luz (figura # 18 y 19) produciendo contraste de la huella y mejor visibilidad en la toma de longitudes. El sistema de medida del durómetro Matsuzawa MHT2 fue por medio de un ocular con doble línea (ejes) que facilita la medición. Primeramente, se igualó de forma manual el eje móvil izquierdo enseguida el eje derecho. Se alineó a cada vértice de la huella (figura # 20) obteniendo la longitud de la diagonal de cada sangría (huella), este resultado se obtuvo directamente en micras. El microprocesador del durómetro calculó automáticamente la dureza.

Se realizaron tres pruebas de dureza por muestra, distribuidas en la superficie de una de las caras en un patrón diagonal.

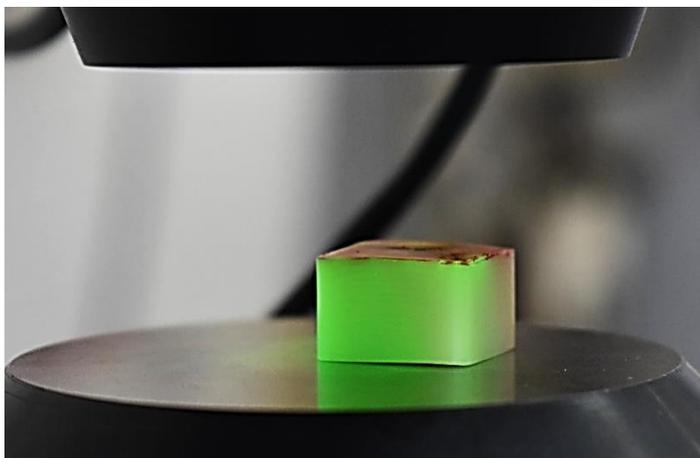


Figura 14 Proyección de haz de luz, facilita la observación de la huella.

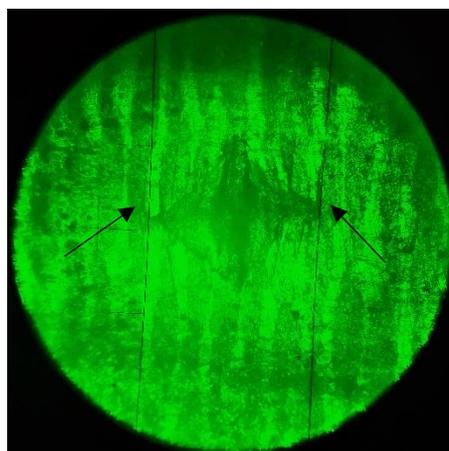


Figura 15 Eje móvil izquierdo y derecho (flechas negras) ajustadas el vértice de la huella en D1 (para facilitar su observación, se incrementó la saturación de la imagen en un 25%).

### 5.2.3. Medición de la dureza Vickers.

Por cuestión del grosor de muestra, el material y el color de los materiales, la visualización de la huella resultó muy limitada y de baja resolución. Por lo tanto, se decidió solucionar este problema con la tinción de la cara a trabajar por medio de un marcador comercial. Posterior a la prueba, el indentador dejó una huella notable en la superficie, ya que removió parte del área teñida con tinta (figura # 21).

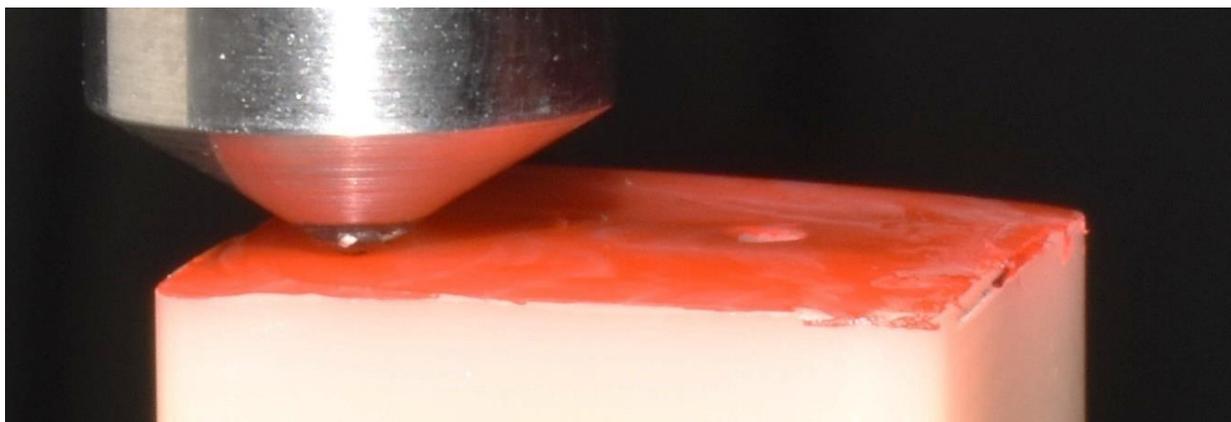


Figura 16 Segunda indentación de la muestra, con tinción de plumón sobre la cara de trabajo. Notable contraste de la huella, producida por primera indentación.

### 5.3. Prueba de Abrasión.

#### 5.3.1. Material y Equipo.

- Sistema de abrasión.
- Indentadores abrasivos.
- Muestras, dióxido de zirconio (10 n), PEEK (10 n) y resina 3D (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).

#### 5.3.2. Método.

La intención de este examen fue cuantificar y comparar el efecto de la abrasión sobre diferentes materiales dentales, polímeros y cerámicos. Para dicho propósito estas pruebas fueron basadas en el método de Steger, descrito en el artículo: *Ztm et al., (2010) El Método Steger, Gais - Südtirol – Italia: Zirkozahn GmbH / Srl An.* El método es llevado a cabo por medio de un “sistema de abrasión”, en base a las fotografías y diagramas proporcionados por el artículo (figuras # 22 – 24), se mandó manufacturar un sistema de abrasión propio (figuras # 25 y 26).

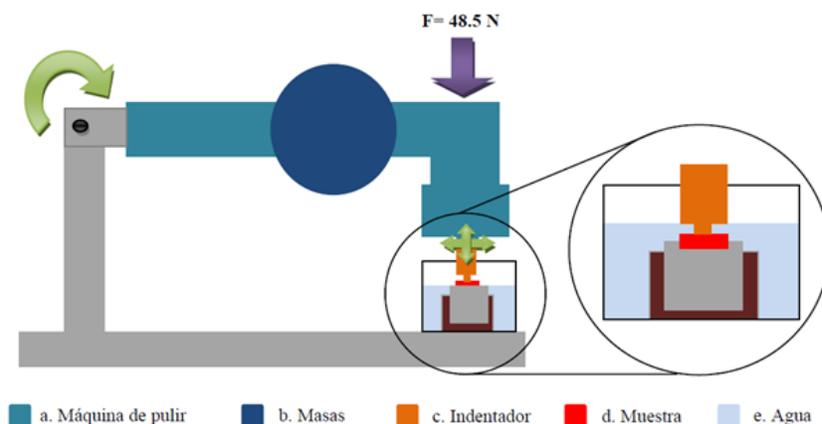


Figura 17 Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración].  
Diagrama sistema de abrasión.



Figura 18 Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Sistema de abrasión, vista del indentador y muestra sobre sus bases.

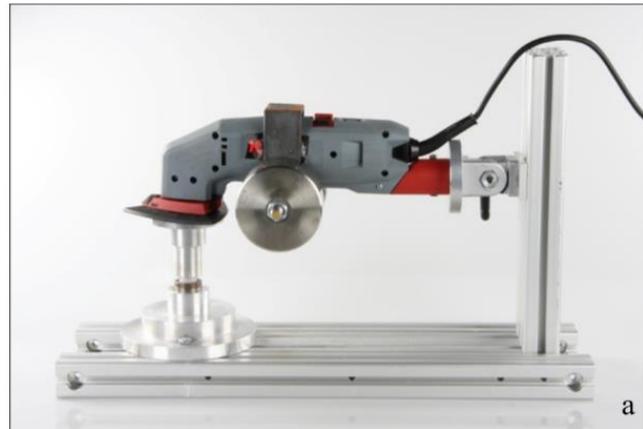


Figura 19 Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Sistema de abrasión, vista lateral.

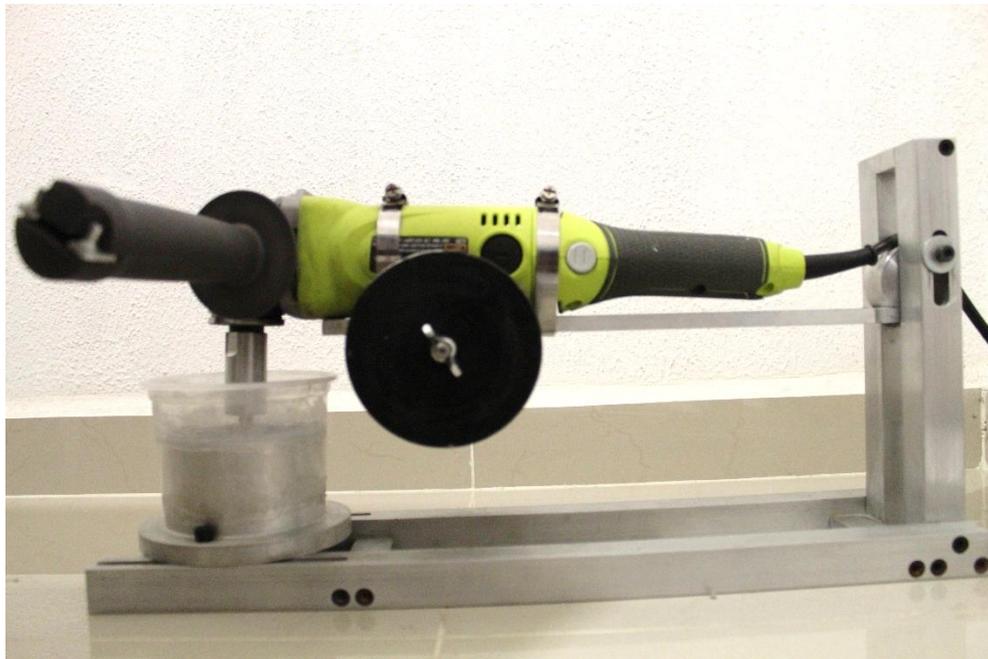


Figura 20 Sistema de abrasión, vista lateral.



Figura 21 Sistema de abrasión en funcionamiento.

Nuestro sistema de abrasión (figura # 25 y 26) 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 indentadores abrasivos (figura # 27 y 28). Para lograr una mayor estabilidad, se añadió peso a cada lado del sistema (figura # 26), 2 discos de 1kg c/u (4 kg en total) logrando un momento de trabajo en el indentador que está sobre la muestra, esto para reproducir el efecto de la abrasión dental y no producir deformaciones en el material.



Figura 22 Sujetador de indentador abrasivo y sujetador de muestra (izquierda a derecha).



Figura 23 sujetadores con indentador y muestra, respectivamente.

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 (figura # 29). Gracias a nuestro diseño, se incorporó la fabricación de un recipiente de acero inoxidable (figura # 30). Facilitando el control del aumento de temperatura ocasionado por la fricción. Cada muestra queda inmersa en agua, por ende, el área de abrasión muestra-indentador queda en todo momento sumergida (figura # 31).

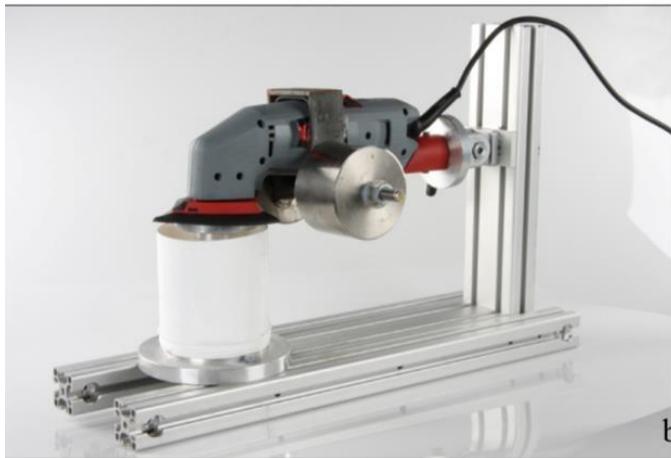


Figura 24 Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Sistema de abrasión con recipiente.

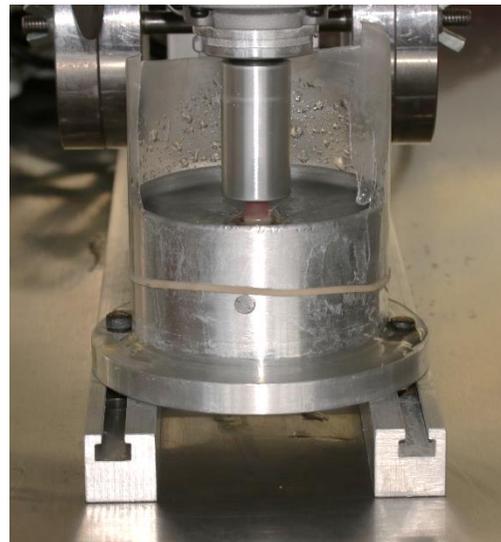


Figura 25 Recipiente acero inoxidable.

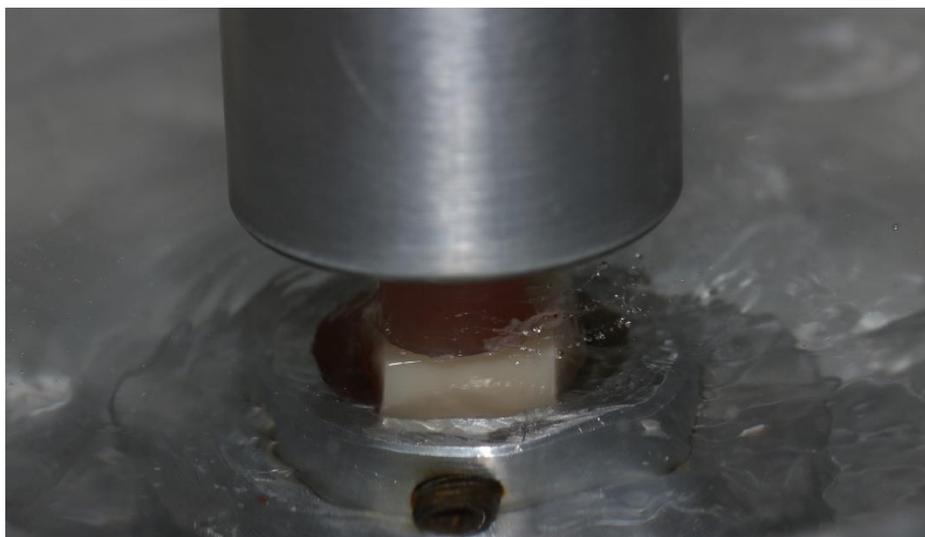


Figura 26 Sistema de abrasión en funcionamiento, indentador acrílico trabajando sobre muestra sumergida en agua.

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 sometido 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 proporcionado un área mayor de contacto.

Los indentadores tuvieron una longitud promedio de 50 mm por un diámetro de 8 mm, fueron elaborados de acrílico termocurado por sus ventajas sobre el acrílico autocurable, su fácil reproducibilidad 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.

El sistema fue encendido en intervalos de tiempos cortos (6 - 8 min), con un descanso entre cada intervalo con el fin de evitar el sobrecalentamiento del motor. La suma de los tiempos activos fue de un máximo de dos horas por muestra, o el tiempo máximo que soporte el ejemplar (desgaste considerable en un breve lapso de tiempo).

Antes de iniciar las pruebas, se midieron nuevamente las muestras y el indentador abrasivo a utilizar, se cambió de indentador en caso de que este perdiera aceleradamente su volumen. En relación a este último, los datos fueron sumados para tener un total de pérdida de dicho indentador 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. Dureza Vickers.

#### 6.1.1. *Cerámica A.*

En el grupo cerámica A, se tuvo especial cuidado en el área de posicionamiento del indentador, ya que por la alta dureza del material se podrían ocasionar grietas si la huella se disponía demasiado cerca a los márgenes de la muestra.

La huella del indentador en las cerámicas suele ser pequeña, especialmente en cerámica A, su resistencia a la deformación es muy alta (figuras # 32 y 33).

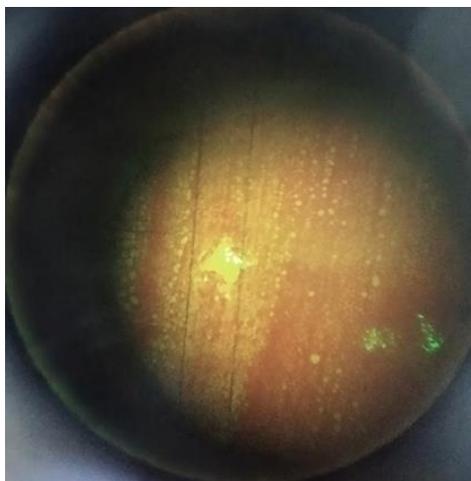


Figura 27 Zirconio-cerámica A.



Figura 28 Zirconio-cerámica A, saturación de la imagen y acercamiento del área de huella.

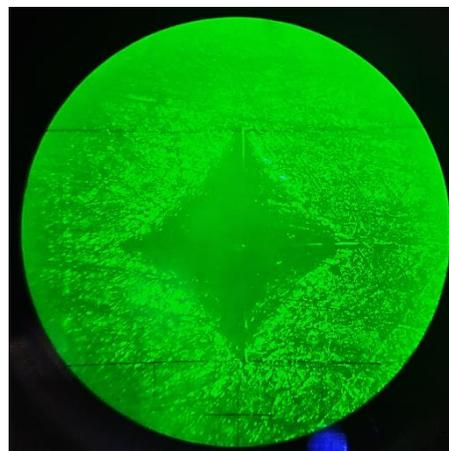
El color de las muestras es marrón, ya que cada cara fue teñida de rojo, este color fue el que mayor contraste ofrecía. Las mediciones obtenidas se encuentran en la tabla #3

### 6.1.2. *Polímero D.*

Grupo polímero D, su manejo y comportamiento en las pruebas de dureza fue el de mayor practicidad, sin incurrir en complicaciones. Las huellas se produjeron con perímetros muy bien delimitados, pero con difuso detalle en los vértices dejados por la punta del indentador (figura # 34 y 35) Los resultados de dureza Vickers se encuentran en la tabla # 4.



*Figura 37 Huella en el polímero D, se aprecian los ejes tomando la longitud en D1.*



*Figura 38 Huella en-polímero D, se aprecian los ejes tomando la longitud en D2.*

### 6.1.3. *Polímero A.*

Para el grupo polímero B, se tomaron los datos de cada examen, transcribiendo manualmente cada valor diagonal de la huella obtenida. Ya que la sangría producida en este material fue demasiado grande (figuras # 36 y 37) para que el software del durómetro lo procesara, el límite de medición del objetivo fue menor al que proyectó la huella, sólo fue posible obtener la medida de media sangría ya fuera D1 o D2 (50% de la longitud de cada diagonal).

Se dividió D1 y D2 en D1, D1', D2 y D2' para poder tomar las medidas. Obtenidos los datos se introdujeron en una tabla Excel y se aplicó la fórmula para dureza Vickers (HV). Previo suma manual de D1 más D1' y D2 más D2'.

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

Dónde:

**HV:** dureza Vickers.

**gf:** carga empleada en gramos fuerza.

**d2:** promedio de las diagonales en micrómetros al cuadrado ( $\mu\text{m}^2$ ).

**1854:** constante.

Los resultados arrojados por la fórmula se encuentran en la tabla # 5

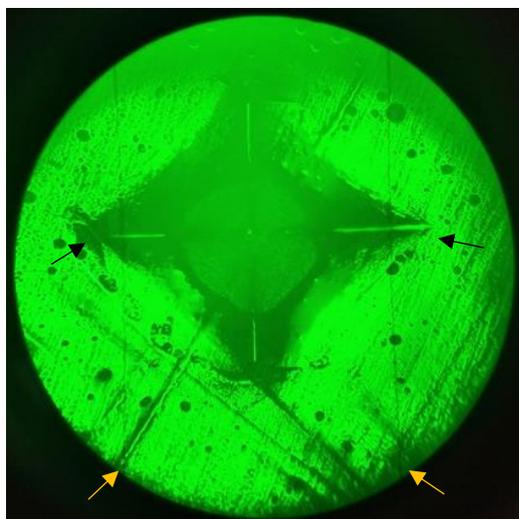


Figura 39 Huella sobre resina 3D- polímero A. Las flechas negras indican los vértices de la diagonal, las flechas amarillas indican los ejes estando en la posición máxima de apertura.

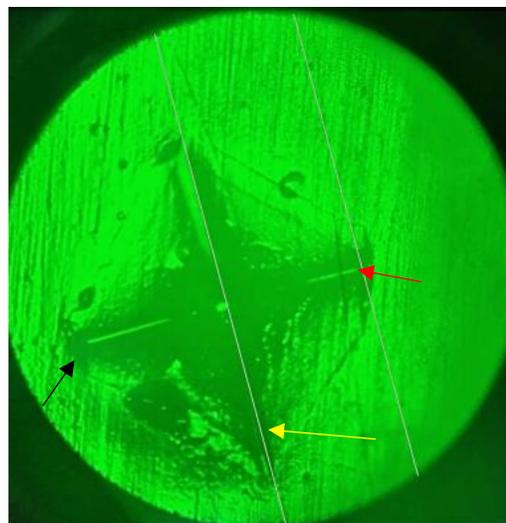


Figura 40 Los ejes se posicionan en el punto medio de la huella (flecha amarilla) y en uno de los vértices (flecha roja), para obtener D1. En seguida se posiciona en el vértice opuesto (flecha negra) para obtener D1'.

#### 6.1.4. Tablas de dureza Vickers.

| PRUEBA DUREZA VICKERS (HV), CERÁMICA A |          |          |          |
|--|----------|----------|----------|
| EJEMPLAR                               | PRUEBA 1 | PRUEBA 2 | PRUEBA 3 |
| 1                                      | 1251     | 1392     | 1510     |
| 2                                      | 1531     | 1551     | 1393     |
| 3                                      | 1540     | 1359     | 1609     |
| 4                                      | 1453     | 1662     | 1404     |
| 5                                      | 1626     | 1234     | 1700     |
| 6                                      | 1608     | 1558     | 1276     |
| 7                                      | 1840     | 1003     | 1650     |
| 8                                      | 1476     | 1332     | 1255     |
| 9                                      | 1263     | 1683     | 1492     |
| 10                                     | 1284     | 1299     | 1466     |

Tabla 3 Prueba dureza Vickers HV, cerámica A

| PRUEBA DUREZA VICKERS (HV), POLÍMERO D |          |          |          |
|--|----------|----------|----------|
| EJEMPLAR                               | PRUEBA 1 | PRUEBA 2 | PRUEBA 3 |
| 1                                      | 31.48    | 30.47    | 31.95    |
| 2                                      | 27.43    | 30.74    | 35.23    |
| 3                                      | 30.18    | 30.42    | 31.89    |
| 4                                      | 35.27    | 26.94    | 27.36    |
| 5                                      | 29.11    | 26.50    | 29.95    |
| 6                                      | 26.45    | 27.42    | 29.43    |
| 7                                      | 26.59    | 25.91    | 27.13    |
| 8                                      | 26.15    | 27.49    | 25.88    |
| 9                                      | 26.27    | 27.66    | 28.62    |
| 10                                     | 25.50    | 27.77    | 29.03    |

Tabla 4 Prueba dureza Vickers HV, polímero D

| <b>PRUEBA DUREZA VICKERS (HV), POLÍMERO A</b> |                 |                 |                 |
|---|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>EJEMPLAR</b>                               | <b>PRUEBA 1</b> | <b>PRUEBA 2</b> | <b>PRUEBA 3</b> |
| <b>1</b>                                      | 20.65           | 21.92           | 21.17           |
| <b>2</b>                                      | 21.27           | 19.85           | 19.98           |
| <b>3</b>                                      | 21.17           | 20.50           | 22.47           |
| <b>4</b>                                      | 22.37           | 20.66           | 20.54           |
| <b>5</b>                                      | 21.32           | 19.98           | 16.56           |
| <b>6</b>                                      | 21.54           | 20.80           | 21.42           |
| <b>7</b>                                      | 23.63           | 23.16           | 22.48           |
| <b>8</b>                                      | 21.98           | 20.54           | 22.37           |
| <b>9</b>                                      | 21.98           | 22.81           | 22.91           |
| <b>10</b>                                     | 22.55           | 23.21           | 22.99           |

Tabla 5 Prueba dureza Vickers HV, polímero A.

## 6.2. Medición de la Abrasión (pérdida de volumen).

### 6.2.1. Cerámica A.

El grupo cerámica A, por su alta dureza, resistió con éxito la totalidad de sesiones para completar las dos horas de pruebas previstas. Siendo equivalente a 1,320,00 ciclos. La pérdida de volumen fue tan pequeña que se utilizó un micrómetro (Woodstock W2504, 0 A 1 Pulgada) para realizar las mediciones, los datos obtenidos se obtuvieron en pulgadas los cuales fueron convertidos a milímetros y micras (tabla # 6). Se utilizó un único indentador por muestra, no representó problemas para realizar medidas.

| PRUEBA DE ABRASIÓN CERÁMICA A |              |            |                    |                     |            |                    |
|-------------------------------|--------------|------------|--------------------|---------------------|------------|--------------------|
| EJEMPLAR                      | MUESTRA      |            | PÉRDIDA DE VOLUMEN | INDENTADOR ABRASIVO |            | PÉRDIDA DE VOLUMEN |
|                               | INICIAL (mm) | FINAL (mm) | mm                 | INICIAL (mm)        | FINAL (mm) | mm                 |
| 1                             | 9.35         | 9.32       | 0.03               | 19.00               | 17.70      | 1.30               |
| 2                             | 9.17         | 9.11       | 0.06               | 18.50               | 15.20      | 3.30               |
| 3                             | 9.22         | 9.16       | 0.06               | 19.50               | 12.40      | 7.10               |
| 4                             | 9.48         | 9.42       | 0.06               | 13.10               | 8.20       | 4.90               |
| 5                             | 9.35         | 9.33       | 0.04               | 18.50               | 10.20      | 8.30               |
| 6                             | 9.37         | 9.36       | 0.01               | 18.80               | 5.40       | 13.40              |
| 7                             | 9.38         | 9.37       | 0.01               | 16.10               | 11.80      | 4.30               |
| 8                             | 9.36         | 9.35       | 0.01               | 36.50               | 19.80      | 16.70              |
| 9                             | 9.41         | 9.36       | 0.05               | 19.80               | 6.20       | 13.60              |
| 10                            | 9.40         | 9.32       | 0.08               | 18.90               | 10.60      | 8.30               |

Tabla 6 Prueba de abrasión cerámica A

### 6.2.2. Polímero D.

Para el grupo polímero D, el tiempo fue de dos horas de prueba. Lo cual es equivalente a 1,320,000 ciclos. Las mediciones se realizaron con un calibrador digital SATA (9151, 0-150MM). Los resultados se pueden apreciar en la tabla # 7

| PRUEBA DE ABRASIÓN POLÍMERO D |              |            |                    |                     |            |                    |
|-------------------------------|--------------|------------|--------------------|---------------------|------------|--------------------|
| EJEMPLAR                      | MUESTRA      |            | PÉRDIDA DE VOLUMEN | INDENTADOR ABRASIVO |            | PÉRDIDA DE VOLUMEN |
|                               | INICIAL (mm) | FINAL (mm) | mm                 | INICIAL (mm)        | FINAL (mm) | mm                 |
| 1                             | 15.10        | 10.20      | 4.90               | 48.70               | 17.20      | 31.50              |
| 2                             | 15.00        | 14.10      | 0.90               | 49.90               | 47.00      | 2.90               |
| 3                             | 15.10        | 14.20      | 0.90               | 47.00               | 35.00      | 12.00              |
| 4                             | 15.00        | 14.20      | 0.80               | 48.90               | 48.00      | 0.90               |
| 5                             | 14.90        | 13.60      | 1.30               | 48.70               | 46.70      | 2.00               |
| 6                             | 15.20        | 15.00      | 0.20               | 47.70               | 46.40      | 1.30               |
| 7                             | 15.20        | 15.10      | 0.10               | 48.80               | 46.00      | 2.80               |
| 8                             | 15.10        | 14.70      | 0.40               | 48.50               | 45.80      | 2.70               |
| 9                             | 14.70        | 14.50      | 0.20               | 47.00               | 45.80      | 1.20               |
| 10                            | 15.00        | 14.90      | 0.10               | 48.00               | 46.40      | 1.60               |

Tabla 7 Prueba de abrasión polímero D

### 6.2.3. Polímero A.

El grupo polímero A, al ser sometido a las pruebas perdía rápidamente volumen. El tiempo máximo de la totalidad de los ciclos fue de una hora de prueba. Lo cual es equivalente a 660,00 ciclos. Las mediciones se realizaron con un calibrador digital SATA (9151, 0-150MM). Los resultados se pueden apreciar en la tabla # 8

| PRUEBA DE ABRASIÓN POLÍMERO A |              |            |                    |                     |            |                    |
|-------------------------------|--------------|------------|--------------------|---------------------|------------|--------------------|
| EJEMPLAR                      | MUESTRA      |            | PÉRDIDA DE VOLUMEN | INDENTADOR ABRASIVO |            | PÉRDIDA DE VOLUMEN |
|                               | INICIAL (mm) | FINAL (mm) | mm                 | INICIAL (mm)        | FINAL (mm) | mm                 |
| 1                             | 14.90        | 11.60      | 3.30               | 18.50               | 10.02      | 8.48               |
| 2                             | 14.70        | 11.30      | 3.40               | 19.30               | 9.60       | 9.70               |
| 3                             | 14.80        | 13.30      | 1.50               | 18.70               | 10.60      | 8.10               |
| 4                             | 14.80        | 11.40      | 3.40               | 19.00               | 9.80       | 9.20               |
| 5                             | 14.80        | 11.00      | 3.80               | 19.00               | 11.60      | 7.40               |
| 6                             | 14.80        | 11.10      | 3.70               | 18.50               | 10.30      | 8.20               |
| 7                             | 14.90        | 11.50      | 3.40               | 18.80               | 9.40       | 9.40               |
| 8                             | 14.80        | 13.20      | 1.60               | 18.20               | 10.60      | 7.60               |
| 9                             | 14.80        | 12.20      | 2.60               | 19.40               | 12.00      | 7.40               |
| 10                            | 14.80        | 12.40      | 2.40               | 18.90               | 11.40      | 7.50               |

Tabla 8 Prueba de abrasión en Polímero A.

### 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 A*, *polímero D* y *polímero A*.

| DUREZA VICKERS (HV) |                   |
|---------------------|-------------------|
| MATERIAL            | MEDIA y DS        |
| <i>Cerámica A.</i>  | 1457 $\pm$ 180.70 |
| <i>Polímero D.</i>  | 28.73 $\pm$ 2.70  |
| <i>Polímero A.</i>  | 21.49 $\pm$ 1.42  |

Tabla 9 Análisis estadístico, dureza Vickers

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* (*D* y *A*) con la *cerámica A*, encontramos un valor de  $p=0.0001$ , por tal motivo se comprueba que una diferencia estadísticamente significativa en las medias de dureza de los grupos mencionados.

Por otra parte, comparando entre sí a ambos *polímeros* (*D* y *A*); encontramos un valor de  $p=0.9631$ . 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 A*, *polímero D* y *polímero A*.

| ABRASIÓN (mm)      |              |
|--------------------|--------------|
| MATERIAL           | MEDIA y DS   |
| <i>Cerámica A.</i> | 0.039 ± 0.03 |
| <i>Polímero D.</i> | 0.98 ± 1.44  |
| <i>Polímero A.</i> | 2.91 ± 0.84  |

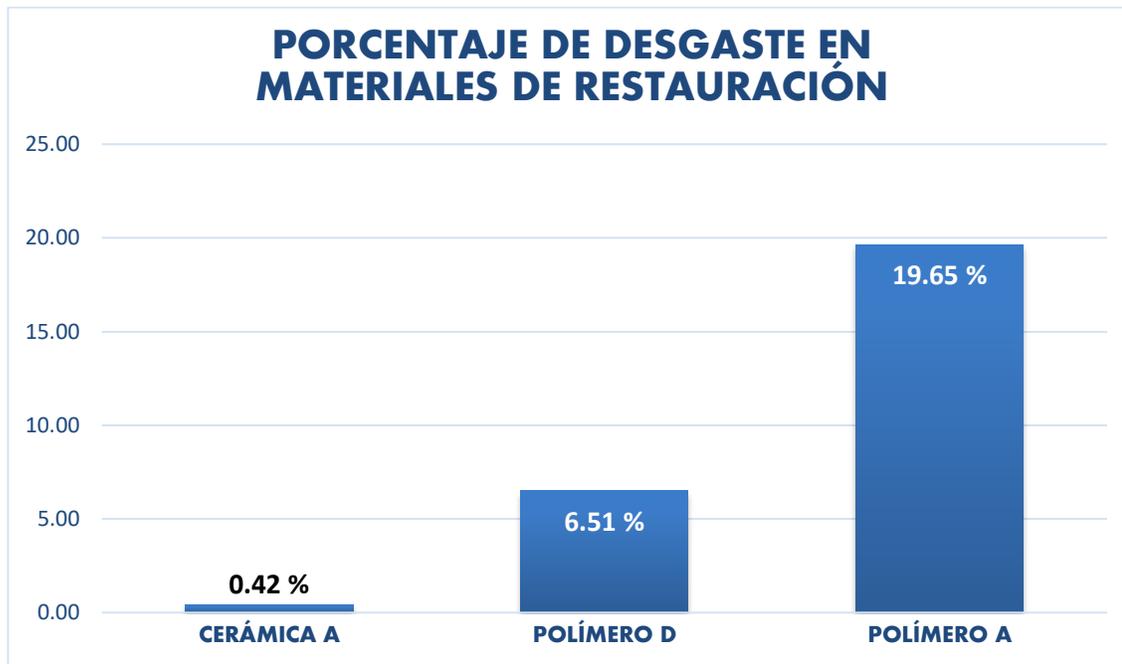
Tabla 10 Análisis estadístico, abrasión sobre sustrato material de restauración.

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 que el valor de  $P < 0.05$ .

De esta manera, al comparar el *polímero D* con la *cerámica A*, encontramos un valor de  $p=0.0915$ , atribuyendo así el no haber diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión de los grupos mencionados. Aunado a esto, si comparamos el *polímero A* con la *cerámica A*; observamos que el valor de  $p < 0.0001$ ; por tal motivo si existieron diferencias estadísticamente significativas en las medias de abrasión de los grupos comparados.

Por otra parte, al comparar entre sí a ambos *polímeros (D y A)*; encontramos un valor de  $p=0.0003$ . 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

## 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 A*, *polímero D* y *polímero A*.

| ABRASIÓN (mm)            |             |
|--------------------------|-------------|
| MATERIAL                 | MEDIA y DS  |
| <i>PMMA (A).</i>         | 8.12 ± 5.03 |
| <i>PMMA (D).</i>         | 5.89 ± 9.60 |
| <i>PMMA (APOLÍMERO).</i> | 8.30 ± 0.87 |

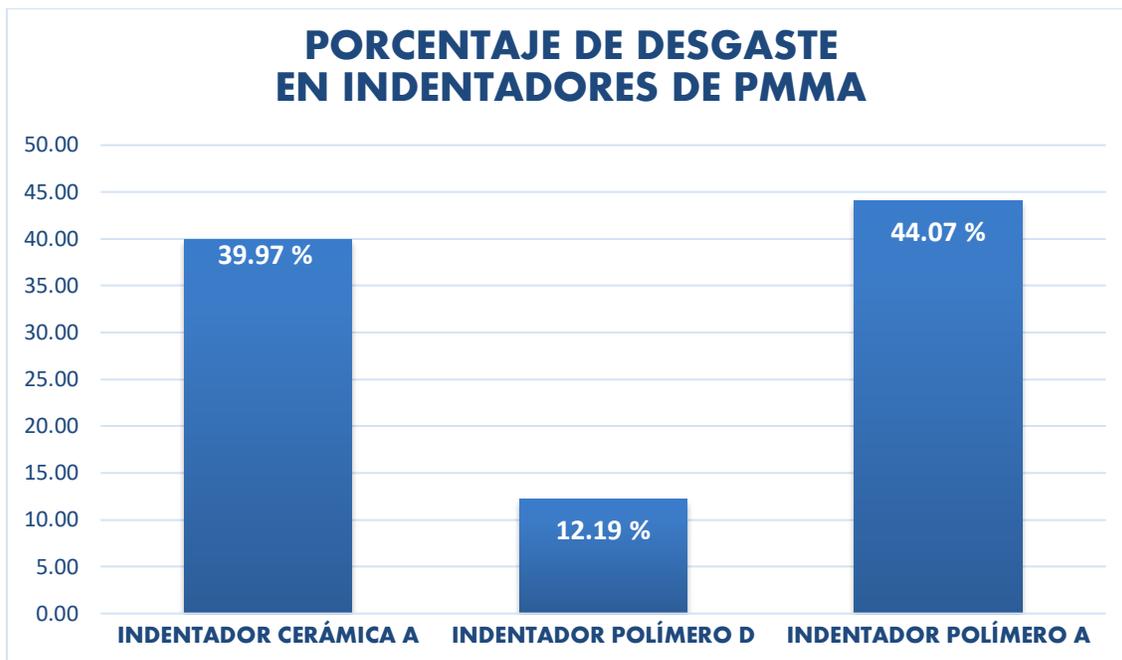
Tabla 11 Análisis estadístico, abrasión sobre sustrato material del indentador.

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 que el valor de  $P < 0.05$ .

De esta manera, al comparar el sustrato de *PMMA(A)* con los de *PMMA (APOLÍMERO)* y *(D)*; encontramos valores de  $p=0.1512$  y  $>0.9999$ , atribuyendo así el no 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 (APOLÍMERO)*, se encontró un valor de  $p=0.0457$ , por lo tanto, se atribuye que sí hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos mencionados. Por lo tanto, se puede decir que los tres materiales de restauración estudiados provocaron una abrasión similar en sus sustratos de PMMA.

Finalmente, el porcentaje de desgaste de cada sustrato de PMMA en contacto con su respectivo material de restauración se muestra en la siguiente gráfica.

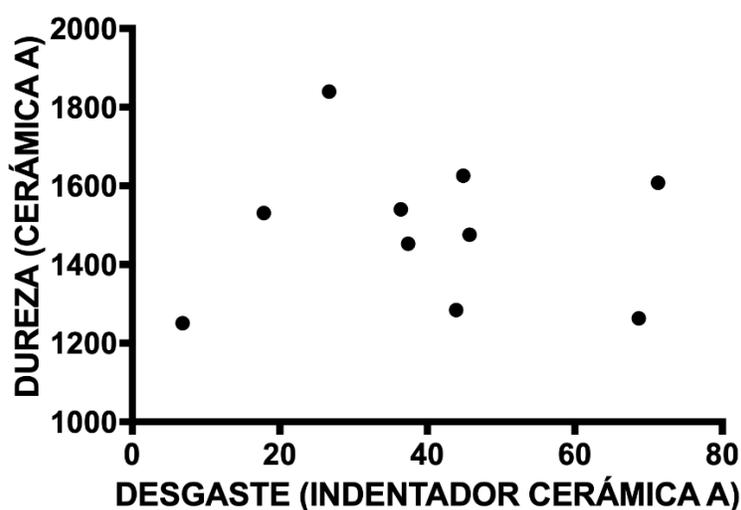


Gráfica 2

## 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  $\alpha=0.05$ .

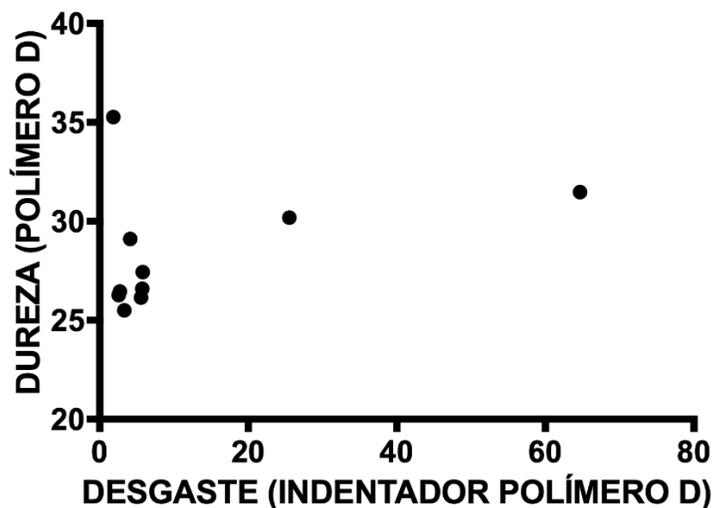
### Correlación: Desgaste Indentador vs Dureza Cerámica A.



Gráfica 3

De acuerdo con los resultados de la prueba, en el grupo de la *cerámica A* con su respectivo indentador; se obtuvo un valor de  $r = 0.091$ , lo cual en conjunto con el valor de  $P = 0.4056$  y la distribución al azar de los puntos en la gráfica #XX 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.

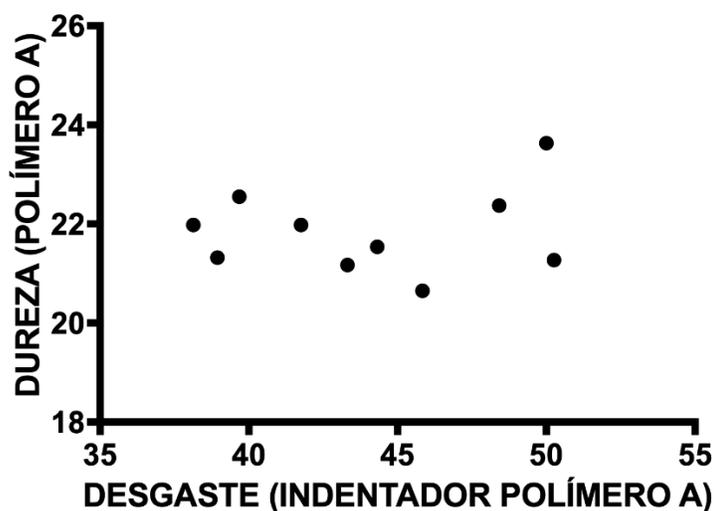
## Correlación: Desgaste Indentador vs Dureza Polímero D.



Gráfica 4

De acuerdo con los resultados de la prueba, en el grupo del *polímero D* con su respectivo indentador; se obtuvo un valor de  $r = 0.26$ , lo cual en conjunto con el valor de  $P = 0.235$  y la distribución al azar de los puntos en la gráfica #XX 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 A.



Gráfica 5

De acuerdo con los resultados de la prueba, en el grupo del *polímero A* con su respectivo indentador; se obtuvo un valor de  $r = -0.049$ , lo cual en conjunto con el valor de  $P = 0.4495$  y la distribución al azar de los puntos en la gráfica #XX 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.

# CAPÍTULO VII

## 7. DISCUSIÓN.

Las CAI se han utilizado muy socorridamente para la restauración de la dentición primaria, sin embargo, las coronas estéticas se presentan como una excelente elección para las restauraciones de los dientes deciduos, con mejor respuesta gingival y menor retención de placa, pero aún no poseen el historial y la aceptación de la amalgama o el acero inoxidable. Cuando son utilizadas adecuadamente pueden proporcionar restauraciones eficientes para la vida útil del diente primario (Nowak et al., 2019) sin que se conduzca necesariamente a la pérdida sustancial de estructura. Por lo tanto, se justifican estudios adicionales.

Diversas investigaciones sobre el efecto de la dureza de la cerámica sobre el desgaste dental han respaldado este hecho (Hmaidouch & Weigl, 2013). Lo que sugiere que la dureza de la cerámica por sí sola no es un predictor confiable del desgaste de los dientes opuestos (Jung et al., 2010). Por otro lado, el grado de desgaste se ve más afectado por el estado de la superficie y la aspereza de la restauración o los factores ambientales (Amer et al., 2014).

Algunos estudios han sugerido que esta dureza está estrechamente relacionada con la resistencia al desgaste del material, e incluso puede formar un predictor de la resistencia al desgaste. Se ha intentado confirmar la correlación entre la dureza y la resistencia al desgaste, sin embargo, los resultados son insuficientes para sacar conclusiones (Yin, Jang, Lee, & Bae, 2019).

La rugosidad de la superficie de un material afecta en gran medida su abrasión, así como el desgaste de los dientes opuestos. El desgaste del esmalte se relaciona principalmente con la microestructura de la superficie del material cerámico, la rugosidad en el punto de contacto con el antagonista y factores ambientales. La abrasión del esmalte si está relacionada con la dureza y resistencia de la cerámica, pero en menor medida (Kontonasaki, Rigos, Iliá, & Istantosos, 2019).

La abrasividad de los dientes primarios y permanentes difieren debido a sus diferentes resistencias del esmalte, factores morfológicos, como el espesor del esmalte y la dentina, y las diferentes fuerzas de mordida de adultos y niños. En un estudio comparativo realizado por Nose K. (1961), concluyó que el esmalte en molares de dientes permanentes y primarios difería en el número de dureza Vickers (HV). Para los dientes primarios fue 106 (HV) y el de los dientes permanentes de 126 (HV), lo que sugiere una disminuida resistencia al desgaste dental (J.-W. Choi et al., 2016).

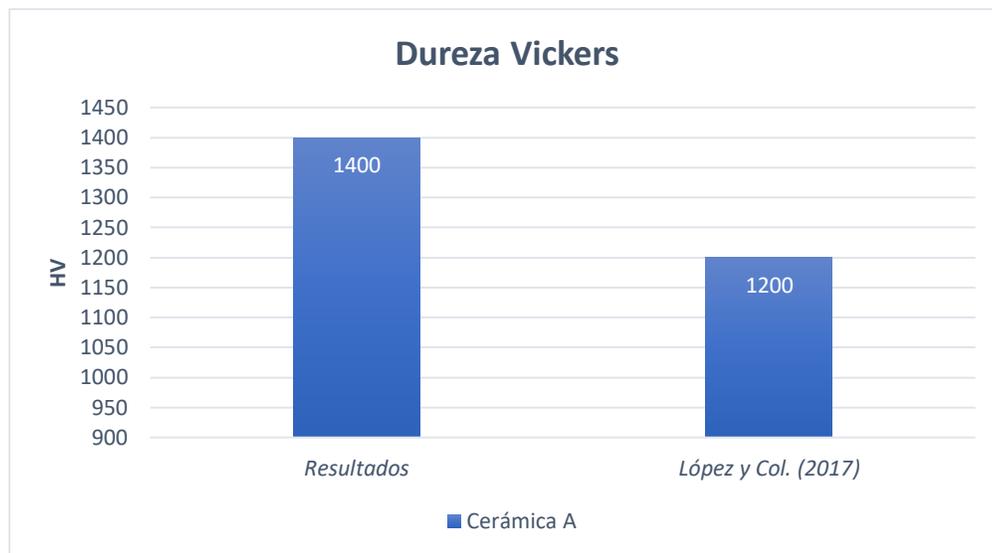
En el presente estudio, se cuantificó y comparó la dureza Vickers y la abrasividad de tres materiales dentales. Un material cerámico (Cerámica A) y dos polímeros (Polímero D y Polímero A), con el fin de investigar qué material es más abrasivo; nivel de abrasión sobre el material restaurador y en su indentador, así como correlacionar su dureza y su abrasividad. Identificar a través de sus características mecánicas cuál es el mejor material restaurador de cobertura completa en molares primarios, o en su defecto, cual debe de ser considerado una buena opción según sus propiedades físico-mecánicas.

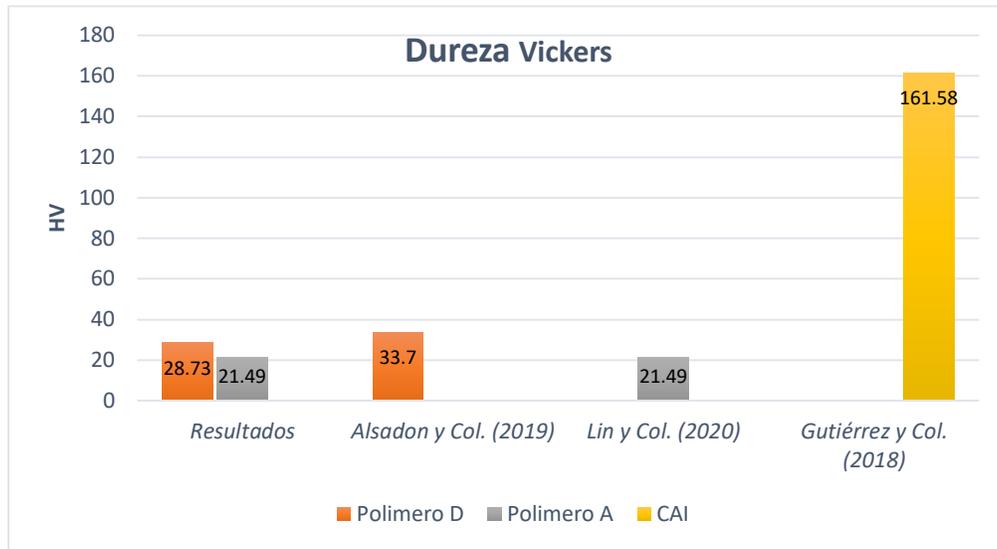
Para obtener la dureza de los materiales empleados se realizó una prueba de dureza Vickers. El ensayo de dureza Vickers es adecuado para una amplia gama de aplicaciones, incluyendo los ensayos de micro dureza (pruebas de micro indentación), siendo el método empleado para el desarrollo de esta investigación.

Para realizar las pruebas de abrasión, se utilizó un sistema abrasivo producido a partir de una pulidora, más adelante se es especificada. Este estudio describe el método para medir dicho efecto, que ocurre sobre la fricción de la superficie de los materiales estudiados contra un cuerpo abrasivo (indentador).

Los datos obtenidos en este estudio, para micro indentación (Digital Micro Hardness Tester), se asemejan a la dureza Vickers descrita en la literatura, con una media de  $1457 \pm 180.70$  HV para cerámica A, por encima de los 1200 HV de López y Col. (2017), dependiendo en gran medida de la microestructura del material. Para el polímero D se obtuvo  $28.73 \pm 2.7$  HV, muy similar a los 33.7HV (Alsadon et al., 2019), donde los rangos pueden cambiar dependiendo de la nano pureza del material. Lin y colaboradores (2020)

realizaron sus mediciones en muestras cúbicas para un polímero A, su dureza varía entre  $14.5 \pm 0.6\text{HV}$  y  $24.6 \pm 1.8\text{HV}$ , en un rango muy similar a la dureza del polímero A de este estudio;  $21.49 \pm 1.42$ . Los rangos de este material pueden ser modificados por el contenido de ciertos monómeros. Los valores de CAI, fueron tomados del artículo; “Evaluación in vitro de la dureza superficial en amalgamas y coronas de acero cromado” (2018), donde sus datos fueron obtenidos a través del test de microdureza en microdurómetro Micromet 2001, Buehler. Realizaron pruebas a los materiales (CAI y amalgama) en un intervalo de 4 años, debido a las modificaciones reportadas en la dureza superficial de la amalgama con el tiempo; el material que presentó mayor dureza superficial fue la CAI, con una dureza Vickers de 161.58 HV, mientras que cuatro años posteriores se obtuvo una dureza de 162.28 HV. Para la amalgama su dureza fue de 130.38 HV iniciales y cuatro años más tarde de: 119.23 HV. Resultando valores tiempo dependientes para la amalgama (Gutiérrez Marín & López Soto, 2018).





Se llevó a cabo un estudio comparativo entre las CAI y la cerámica A. Para determinar la carga de fractura en cerámicas y acero inoxidable. Las coronas en cuestión fueron sometidas a tratamiento de envejecimiento artificial y simulaciones de masticación. Los resultados obtuvieron una tasa de supervivencia del 100% para coronas de cerámica A, y sólo el 41,7% para las CAI. Estos datos in vitro sugieren que la cerámica A es más duradera frente a las CAI, que esto podría ser propio de la respuesta normal de los metales (Kist, Stawarczyk, Kollmuss, Hickel, & Huth, 2019). Investigaciones sobre el desgaste de los dientes primarios, por antagonista con coronas cerámica A, mostraron mayores desgastes, pero no significativamente diferentes. Las pérdidas de volumen medio por abrasión del esmalte, producidas por otras cerámicas, fueron significativamente mayores a los producidos por CAI o cerámicas A (J.-W. Choi et al., 2016). Las restauraciones de cobertura total fabricadas por cerámica A, han causado un bajo nivel de abrasión en dientes primarios homólogos a 6 meses de seguimiento (Walia et al., 2014).

La cerámica A, presenta una dureza notablemente mayor a los polímeros, a pesar de esto no se obtuvo diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión de dicha cerámica y el polímero D. Demostrando así que la dureza no es un medidor para la abrasión. Si se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre cerámica A y polímero A, siendo el polímero A como material restaurativo, menos resistente a la abrasión. encontrando una relación positiva con lo descrito en la literatura, donde la abrasión más que ser producida por la dureza es facilitada por los micro rellenos de los materiales, ya que los polímeros D y A de este estudio poseen una dureza similar, pero con resultados diversos en abrasión. Por otra parte, si se comparan los sustratos de los indentadores, se concluye que los tres materiales de restauración provocaron una abrasión similar.

En 2016 se comparó el desgaste sobre esmalte dental primario producido por diferentes materiales, como leucita vitrocerámica, disilicato de litio, CAI y Cerámica A. Las pérdidas de volumen en la estructura dental de los grupos de leucita y litio, fueron significativamente mayores que en el grupo de CAI. Pero no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo CAI y el grupo cerámica A. El grupo leucita mostró la mayor cantidad de desgaste antagonista de los dientes, seguido en orden decreciente por el litio, cerámica A y grupo de CAI (J.-W. Choi et al., 2016). La cerámica A, posee una mayor dureza en comparación con las cerámicas utilizadas en tal estudio, sin embargo, el desgaste por abrasión no es directamente proporcional a su dureza. Una investigación más reciente, evaluó el comportamiento durante 24 meses, entre coronas de Cerámica A en dientes primarios y en comparación con las CAI. Este ensayo clínico aleatorizado fue controlado y diseñado como un estudio de boca dividida. Los resultados, indicaron que las coronas de Cerámica A funcionan de manera similar a una corona de acero inoxidable establecida para la restauración de los dientes molares primarios. Los autores de esta investigación declararon que realmente no hay diferencias clínicamente significativas en el éxito de restauración entre las coronas cerámica A y las CAI (Donly et al., 2018). Estos resultados son concordantes, de acuerdo con los resultados de las pruebas de abrasión, donde el grupo cerámica A no demostró una correlación significativa entre dureza y desgaste por abrasión.

El grupo *polímero D* con su respectivo indentador, no demostró una correlación significativa entre dureza y abrasión.

A pesar de los módulos elásticos y la dureza significativamente bajos, la resistencia a la abrasión del Polímero D es competitiva con las aleaciones metálicas (Zok & Miserez, 2007). Estos resultados concuerdan con los encontrados en esta investigación, donde bien, no se comparó la dureza con aleaciones metálicas, pero no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre el polímero D y la cerámica A, a pesar de su enorme diferencia en dureza. Sin embargo, hacen falta estudios en la abrasión producida por coronas de polímero D en comparación con la producida por CAI en esmalte antagonista.

Un estudio investigó el desgaste in vitro de diferentes materiales poliméricos CAD-CAM contra dientes primarios. Las pérdidas volumétricas y de peso de los materiales exhibieron patrones similares. El Polímero D causó el menor desgaste de los antagonistas, pero el mayor desgaste del material (J. Choi et al., 2017). Estos resultados, aunque favorables en el desgaste antagonista, difieren del resto de trabajos mencionados y de la resistencia del polímero D a la abrasión, pero cabe señalar que se requieren analizar los polímeros utilizados en dicho estudio, ya que los micro rellenos modifican la resistencia de los polímeros, haciéndolos aún más resistentes que el polímero D.

El grupo de *polímero A* sugiere que, para las variables, dureza y abrasión, si una aumenta la segunda podría disminuir. Se requieren más pruebas y un número mayor de muestra para corroborar lo sugerido, aunque no hay una correlación significativa entre ambas variables. Un estudio evaluó la resistencia al desgaste del material de Polímero A en comparación con el fresado y algunas resinas convencionales. Se prepararon muestras de diferentes resinas. Dos tipos de abrasivos fueron hechos de dióxido de zirconio y aleación de CoCr. Las muestras se cargaron a 5 kg durante 30.000 ciclos de masticación con movimientos verticales y horizontales en condiciones de termociclado. El Polímero A no mostró alguna diferencia significativa en la pérdida de volumen por abrasión entre los materiales, se cuantificó la profundidad máxima de desgaste de las muestras de sustrato producido por la abrasión a causa de; Cerámica A, un abrasivo metálico, una

resina fresada y una resina autocurable, concluyeron no haber ninguna diferencia significativa en la pérdida de volumen entre los materiales. Los resultados mostraron que el material, Polímero A, podría producir resultados clínicos estables comparables a los de las resinas fresadas o autocuradas (J. M. Park et al., 2018).

Es necesario discutir algunos aspectos del método empleado en esta investigación, para las pruebas de dureza Vickers, las pruebas de desgaste y requerimientos en otros materiales. Es de gran importancia reconocer que se comparó la abrasión de materiales probados en este estudio con los resultados de otras investigaciones, para correlacionar los resultados y obtener las conclusiones.

Las pruebas de dureza son ensayos muy bien establecidos y de comprobada eficacia en los resultados por parte de los equipos laborales utilizados, pero se pudiera encontrar sesgos en el sistema de abrasión, con relación a la polimerización y manufacturación de los sustratos abrasivos (indentadores). Aunque pequeños, alterando las condiciones de trabajo. Por lo tanto, pudo ser afectado su rendimiento y por ende alterar los resultados. Una mayor o menor dureza representaría un cambio en los tiempos, pérdidas de volumen por abrasión del indentador y la abrasión producida por el material probado. Además, las superficies de los materiales puestos a prueba variaban de un grupo a otro, por ser dos polímeros y una cerámica totalmente diferentes, sus superficies no presentan homogeneidad en el pulido. Esto generaría una ligera variación en el momento de comenzar su prueba de abrasión, ya que la fricción depende en gran medida de la microestructura del material y el grado de acabado de la superficie. Entonces, las decisiones metodológicas empleadas a pesar de haber sido realizadas con sumo cuidado, no podría negarse la idea de ligeros cambios en los resultados a causa de estas diferencias. A pesar de lo anterior, las evidencias encontradas son de gran utilidad.

Uno de los métodos utilizados en este estudio es la dureza Vickers (HV), se calcula midiendo ópticamente las longitudes diagonales de la impresión dejada por el penetrador. Las mediciones se convierten en HV mediante una tabla o fórmula. El dispositivo de detección de profundidad registra continuamente los cambios en la profundidad de una muesca durante los ciclos de carga y descarga. A partir de esta información, se concluye la dureza.

El segundo método utilizado fue basado en “El Método Steger para la medición de abrasión dental” (Steger & Trejo, 2010). Fue construido un sistema de abrasión mediante una pulidora modificada de marca Ryobi, preparada para trabajar a 11,000 r/min (RPM), donde se colocó una masa de metal (dos discos) a cada lado generando un peso de 4 kg sobre un indentador, este peso se utilizó para producir abrasión sobre los materiales. La elaboración de las muestras se encuentra descrito en el apartado 5.2 de esta investigación. La abrasión se efectuó sobre la muestra sujeta a una mesa, dentro de un vaso e inmersa en agua para disminuir la fricción excesiva y con esta el aumento de temperatura, que podrían modificar los resultados. Se tomó en cuenta el cuidado que se debe de tener para que el indentador y la muestra se encuentren en todo momento bajo agua, ya que la pérdida de líquido es variable y constante, debido a las revoluciones de la pulidora que tiende a dispersar el agua por la fuerza centrífuga. Siendo el único importante aspecto a mejorar del sistema. Estas pruebas fueron eficaces para proporcionar información mecánica sobre los materiales de restauración. En función a la evaluación de los valores de desgaste y su comparación con los resultados de dureza.

Respecto a la hipótesis y desde las limitaciones de este estudio, podemos señalar que los resultados obtenidos indican presencia de propiedades mecánicas elegibles para la elaboración de coronas posteriores en dentición primaria. Los tres materiales provocaron una abrasión similar hacia los sustratos, a pesar de tener valores estadísticamente significativos de dureza, esto entre la cerámica (A) y los polímeros (D y A), sin embargo, no se encontró correlación entre dureza y desgaste por abrasión. Al comparar el *polímero D* con la *cerámica A*, encontramos el no haber diferencias estadísticamente significativas entre las medias de abrasión hacia su sustrato del material restaurativo, ni diferencias

estadísticamente significativas de Cerámica A en comparación con Polímeros D y A entre las medias de abrasión hacia el sustrato del indentador. Esto podría relacionarse con lo planteado por Kontonasaki y col. (2019), donde hace mención que las cerámicas como la Cerámica A, presentan in vitro una abrasividad aceptable para sus materiales antagonistas, al tiempo que conservan su propia rugosidad superficial a niveles satisfactorios (Kontonasaki et al., 2019). Sobre la base de algunos estudios clínicos (Lohbauer & Reich, 2017), se puede concluir que las cerámicas A, causa desgaste de los antagonistas dentro de los límites aceptables en una observación clínica a corto plazo, por ejemplo, estudios de 1 año (Esquivel et al., 2018) y dos años de seguimiento (Stober et al., 2016). La dureza de la cerámica siempre se asoció con una mayor abrasividad contra los dientes, pero algunos estudios mostraron que la dureza de la cerámica no conducirá sustancialmente al desgaste de los dientes opuestos. Por otro lado, el grado de desgaste se ve más afectado por la estructura de la superficie y la aspereza de la restauración o los factores ambientales (Hmaidouch & Weigl, 2013).

En relación a nuestra pregunta de investigación; *¿qué material posee propiedades físico-mecánicas, para ser considerado una buena opción o en su defecto, el mejor material restaurador de cobertura completa en molares primarios?* Basado en los resultados obtenidos en las pruebas mecánicas realizadas en este estudio, se concluyó como mejor material a la cerámica A, por tener bajos niveles de abrasión en el sustrato del material restaurador y sobre el sustrato del indentador. Las diferencias en abrasión no son estadísticamente significativas además no posee correlación significativa entre dureza y abrasión. Se requiere de más pruebas y un número mayor de muestras para ser concluyentes. En vista de los resultados y concluyendo desde una conjunción de este estudio y la literatura empleada en él, la cerámica A, es sobresaliente por su alta biocompatibilidad (Vilarrubí et al., 2018), funcionalidad, versatilidad y desgaste por abrasión no significativo en dientes antagonistas (Esquivel et al., 2018), fácil manejo de pulido (Johnson-Harris et al., 2016), mejora en el aspecto de la respuesta gingival, estética y a la retención de bio-film (Abdulhadi et al., 2017), al no diferir significativamente en la abrasión producida por CAI sobre esmalte (J.-W. Choi et al., 2016) y una

---

abrasividad aceptable para sus materiales antagonistas, al tiempo que conservan su propia rugosidad superficial a niveles satisfactorios (Kontonasaki et al., 2019).

Durante la realización de este estudio, se presentaron una serie de limitantes que dificultaron el análisis y la interpretación de los resultados obtenidos. Dentro de estas se destacan:

–Tamaño de la muestra: Esta investigación se realizó con una muestra de 10 especímenes por grupo. Con esto se limita ser concluyente en las correlaciones entre dureza y abrasión de los materiales.

– Las pruebas se realizaron in vitro, no reflejan las condiciones reales de la cavidad oral. La evaluación clínica de la abrasividad es costosa y requiere mucho tiempo. Además, las mediciones precisas son un desafío porque variables como las fuerzas de masticación y los factores ambientales no pueden controlarse por completo.

– La rugosidad de la superficie de los abrasivos afectó al principio y, después de un cierto período de contacto, el desgaste fue influenciado por las propiedades del propio material.

– Sobre la base de los estudios clínicos revisados, se puede concluir que la cerámica A causan un desgaste de los antagonistas dentro de límites aceptables después de una observación clínica a corto plazo. Sería de interés realizar estudios a largo plazo.

# CAPÍTULO VII

## 8. CONCLUSIONES.

Dentro de los límites y bajo la metodología utilizada en este estudio, podemos concluir que los materiales dentales utilizados (Cerámica A, Polímeros D y A), son viables como propuesta en restauración de cobertura completa del sector posterior en aplicación pediátrica. Estos materiales ya se encuentran en el mercado, pero el enfoque restaurativo pediátrico aún no es generalmente aceptado, esto por su dureza y nivel de abrasión, que no corresponde a los resultados obtenidos en nuestras pruebas. Mayor dureza no es directamente proporcional a mayor abrasión. Son las características ambientales y el tipo de tratamiento y terminado de la superficie de la restauración las que determinan el grado de desgaste, y en menor escala el esmalte dental.

El polímero D es un material de baja dureza (HV), alta resistencia contra el desgaste, la abrasión, la corrosión, alta biocompatibilidad, con los valores más bajos de solubilidad y absorción de agua. Dependiendo de su pureza es de fácil pulido y baja retención a la placa, en contacto gingival y con óptima higiene oral no causa irritación significativa. Por los parámetros de dureza y abrasión producidos en esta investigación, se puede concluir que su uso restaurativo en odontopediatría es viable, aunque con limitaciones, se puede decir que es comparable con materiales basados en PMMA. No se encontró correlación significativa entre la dureza del material y su abrasión. Por su baja solubilidad y absorción de agua podría usarse como restauraciones de larga duración, pero se requieren más estudios para tener datos concluyentes.

Para el polímero A, una de sus mayores ventajas es su manufactura, presenta una alta reproductividad, eficacia en los procesos y resultados consistentes, su resistencia a la abrasión por el indentador, en este artículo, fue mayor a en comparación con los materiales de este estudio, pero no para lograr ser estadísticamente significativo. No se encontró correlación significativa entre dureza del material y su abrasión. Faltan estudios para comprobar que la relación de las dos variables es inversamente proporcional. Es un material con una capacidad muy amplia de ser adicionado para mejorar sus propiedades.

Los tres materiales utilizados poseen propiedades físicas que los hacen aptos para su uso dental, pero, la Cerámica A destaca en la aplicación restaurativa. Por el grado de pulido que se puede lograr, una pérdida aceptable de volumen por abrasión (en material restaurativo e indentador aquí utilizados), e incluso, se desempeña mejor en la respuesta gingival y la retención de bio film en comparación con el “estándar de oro”, las CAI. Dentro de las restauraciones cerámicas es el material con la menor abrasión producida en esmalte de dientes primarios antagonistas. El tema de la estética cada día es más demandado y la Cerámica A cumple muy bien con esta función. Sin olvidar su alta biocompatibilidad, los valores de sus propiedades mecánicas y su durabilidad.

Fue el material probado con la mayor dureza, a pesar de esto su abrasión y la abrasión del indentador, no fueron estadísticamente significativas, a pesar de ser comparados con materiales muy por debajo en lo que a dureza (HV) corresponde.

Con base en la literatura aplicada se puede concluir que, la dureza de un material no es directamente proporcional con el nivel de abrasión producido, que, para el manejo adecuado y el control a la abrasión, son críticamente importantes el tipo de manejo del material y el pulido de este.

La relevancia de esta investigación es verificar que material es más óptimo de un grupo de tres. Con la posibilidad de acercar la aceptación de materiales restaurativos CAD-CAM y de impresión 3D en odontopediatría. Además, esta investigación permitirá tener un paso más cercano para obtener un sistema de rehabilitación de dientes primarios. Desarrollando por parte del Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES unidad León de la UNAM, logrando en un futuro poseer un sistema propio de coronas prefabricadas infantiles.

Se requiere enfocar esfuerzos en analizar la estabilidad del color en las prótesis dentales, es un factor importante tanto en la longevidad de las prótesis como en la satisfacción del paciente. La falta de armonía estética y la adición de colorantes a las restauraciones son las principales razones para rehacer las prótesis, es de suma importancia señalar la falta de estudios sobre la estabilidad de color de los materiales aquí utilizados. Los materiales

---

restauradores del color de los dientes proporcionan gran estética, pero la decoloración de estos materiales representa grandes desafíos.

Se requieren pruebas como parte complementaria; simulaciones de envejecimiento para conocer el comportamiento de los materiales durante un lapso de tiempo, resistencia a cambios de color, diferencias en los valores de dureza, características tiempo-dependientes, absorción de líquidos o resistencia al desprendimiento, por ejemplo. Se requiere un mayor número de muestra para todos los materiales, en parte para acreditar o no la correlación entre dureza y abrasión. Pruebas para analizar la biocompatibilidad de los materiales.

## ÍNDICE DE FIGURAS

|            |  |    |
|------------|--|----|
| Figura 3   | Modelo de dientes de silicona. Cara oclusal.....   | 67 |
| Figura 4   | Muestras de OZr .....  | 69 |
| Figura 5   | Manufacturación muestras PEEK. ....  | 69 |
| Figura 6   | Fresadora DWX-50, Roland DGA Co. ....  | 70 |
| Figura 7   | Sinterización muestras de Zr.....  | 70 |
| Figura 8   | Micromotor Marathon Champion 3. ....   | 70 |
| Figura 9   | Disco diamantado, Flexible Idi Para Cerámica Y Acrílico.....   | 70 |
| Figura 10  | Orientación 45° impresión polímero B.....  | 72 |
| Figura 11  | Orientación 45° impresión polímero B. Estructuras de soporte. ....   | 72 |
| Figura 12  | Horno UV (Lumamat ® 100, Ivoclar Vivadent).....  | 72 |
| Figura 13  | Ciclo horno UV (Lumamat ® 100, Ivoclar Vivadent). ....   | 72 |
| Figura 14  | Calibrador digital, SATA 9151, 0-150MM.....  | 72 |
| Figura 15. | Indentador abrasivo de acrílico termocurado. ....  | 75 |
| Figura 16  | Pantalla digital del durómetro Matsuzawa MHT2.....   | 77 |
| Figura 17  | Durómetro Matsuzawa MHT2.....  | 78 |
| Figura 18  | Vickers hardness testers. Matsuzawa. [ilustración]. Recuperado de: <a href="http://www.matsuzawa-ht.com/us/support/guide.htm">http://www.matsuzawa-ht.com/us/support/guide.htm</a> . Diagrama prueba Vickers, secuencia de indentación.....  | 78 |
| Figura 19  | Definiciones y conceptos de Mecánica. Dureza Vickers. [ilustración]. Recuperado de <a href="http://www.fullmecanica.com/definiciones/d/1031-dureza-vickers">http://www.fullmecanica.com/definiciones/d/1031-dureza-vickers</a> . Diagrama de ejes longitudinales D1 y D2 y formula Vickers. .... | 78 |
| Figura 20  | Ensayo de dureza. Indentador sobre muestra. ....   | 79 |
| Figura 21  | Huella producida por el indentador de punta piramidal. Apreciación de la forma piramidal del indentador.....   | 79 |
| Figura 22  | Proyección de haz de luz, facilita la observación de la huella. ....   | 80 |
| Figura 23  | Eje móvil izquierdo y derecho (flechas negras) ajustadas al vértice de la huella en D1 (para facilitar su observación, se incrementó la saturación de la imagen en un 25%). ....   | 80 |
| Figura 24  | Segunda indentación de la muestra, con tinción de plumón sobre la cara de trabajo. Notable contraste de la huella, producida por primera indentación.....  | 80 |
| Figura 25  | Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Diagrama sistema de abrasión.....   | 81 |
| Figura 26  | Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Sistema de abrasión, vista del indentador y muestra sobre sus bases.....  | 82 |
| Figura 27  | Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Sistema de abrasión, vista lateral.....   | 82 |
| Figura 28  | Sistema de abrasión, vista lateral. ....   | 82 |
| Figura 29  | Sistema de abrasión en funcionamiento. ....  | 83 |
| Figura 30  | Sujetador de indentador abrasivo y sujetador de muestra (izquierda a derecha).....   | 83 |
| Figura 31  | sujetadores con indentador y muestra, respectivamente. ....  | 83 |
| Figura 32  | Ztm et al., (2010). El Método Steger. [ilustración]. Sistema de abrasión con recipiente. ....  | 84 |
| Figura 33  | Recipiente acero inoxidable.....   | 84 |
| Figura 34  | Sistema de abrasión en funcionamiento, indentador acrílico trabajando sobre muestra sumergida en agua.....   | 84 |
| Figura 35  | Zirconio-cerámica A.....   | 87 |
| Figura 36  | Zirconio-cerámica A, saturación de la imagen y acercamiento del área de huella.....  | 87 |
| Figura 37  | Huella en polímero D, se aprecian los ejes tomando la longitud en D2.....  | 88 |
| Figura 38  | Huella en el polímero D, se aprecian los ejes tomando la longitud en D1. ....  | 88 |
| Figura 39  | Los ejes se posicionan en el punto medio de la huella (flecha amarilla) y en uno de los vértices (flecha roja), para obtener D1. En seguida se posiciona en el vértice opuesto (flecha negra) para obtener D1'. ....   | 89 |

---

*Figura 40 Huella sobre resina 3D- polímero A. Las flechas negras indican los vértices de la diagonal, las flechas amarillas indican los ejes estando en la posición máxima de apertura..... 89*

## ÍNDICE DE TABLAS

|          |   |    |
|----------|---|----|
| Tabla 1  | Variables independientes  | 61 |
| Tabla 2. | Variables dependientes  | 61 |
| Tabla 3  | Prueba dureza Vickers HV, cerámica A                                    | 90 |
| Tabla 4  | Prueba dureza Vickers HV, polímero D                                    | 90 |
| Tabla 5  | Prueba dureza Vickers HV, polímero A.                                   | 91 |
| Tabla 6  | Prueba de abrasión cerámica A   | 92 |
| Tabla 7  | Prueba de abrasión polímero D   | 93 |
| Tabla 8  | Prueba de abrasión en Polímero A.                                       | 94 |
| Tabla 9  | Análisis estadístico, dureza Vickers                                    | 95 |
| Tabla 10 | Análisis estadístico, abrasión sobre sustrato material de restauración. | 96 |
| Tabla 11 | Análisis estadístico, abrasión sobre sustrato material del indentador.  | 98 |

## REFERENCIAS.

- Abdulhadi, B., Abdullah, M., Alaki, S., Alamoudi, N., & Attar, M. (2017). Clinical evaluation between zirconia crowns and stainless steel crowns in primary molars teeth. *Journal of Pediatric Dentistry*, 5(1), 21. [https://doi.org/10.4103/jpd.jpd\\_21\\_17](https://doi.org/10.4103/jpd.jpd_21_17)
- Aboushahba, M., Katamish, H., & Elagroudy, M. (2018). Evaluation of hardness and wear of surface treated zirconia on enamel wear. An in-vitro study. *Future Dental Journal*, 4(1), 76–83. <https://doi.org/10.1016/j.fdj.2017.10.001>
- Aguilar, C. G., Morales, M. O., & Orellana, V. O. (2014). Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. *Revista Estomatológica Herediana*, 24(4), 278. <https://doi.org/10.20453/reh.v24i4.2171>
- Al Mortadi, N., Eggbeer, D., Lewis, J., & Williams, R. J. (2012). CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(5), 727–733. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.04.023>
- Alamouh, R. A., Silikas, N., Salim, N. A., Al-Nasrawi, S., & Satterthwaite, J. D. (2018). Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/4893143>
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(5), 503–510. <https://doi.org/10.11607/ijp.4835>
- Alifui-Segbaya, F., Bowman, J., White, A. R., Varma, S., Lieschke, G. J., & George, R. (2018). Toxicological assessment of additively manufactured methacrylates for medical devices in dentistry. *Acta Biomaterialia*, 78, 64–77. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.08.007>
- Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D., & Pollington, S. (2019). Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *Journal of the*

---

*Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 89, 234–236.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.039>

- Amer, R., Kürklü, D., Kateeb, E., & Seghi, R. R. (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1151–1155. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.021>
- Bajaj, D., & Arola, D. D. (2009). On the R-curve behavior of human tooth enamel. *Biomaterials*, 30(23–24), 4037–4046.  
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.04.017>
- 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>
- Berli, C., Thieringer, F. M., Sharma, N., Müller, J. A., Dedem, P., Fischer, J., & Rohr, N. (2020). Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.10.024>
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.  
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- BOWEN, R. L., & RODRIGUEZ, M. S. (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 64(3), 378–387. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1962.0090>
- Cam, D. C. A. D., & Cam, C. A. D. (n.d.). PEEK, un nuevo material de CAD/CAM. *Dental Tribune Hispanic and Latin America*, 12–15.
- Champagne, C., Waggoner, W., Ditmyer, M., & Casamassimo, P. S. (2007). Parental satisfaction with preveneered stainless steel crowns for primary anterior teeth. *Pediatric Dentistry*, 29(6), 465–469.
- Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, C., Zhang, G., & Xu, Z. (2014). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *Journal of*

---

*Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1088-1095.E1.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.04.026>

- Chen, S. G., Yang, J., Jia, Y. G., Lu, B., & Ren, L. (2019). Tio2 and PEEK reinforced 3d printing pmma composite resin for dental denture base applications. *Nanomaterials*, 9(7). <https://doi.org/10.3390/nano9071049>
- Chisini, L. A., Collares, K., Cademartori, M. G., de Oliveira, L. J. C., Conde, M. C. M., Demarco, F. F., & Corrêa, M. B. (2018). Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 28(2), 123–139.  
<https://doi.org/10.1111/ipd.12346>
- Choi, J.-W., Bae, I.-H., Noh, T.-H., Ju, S.-W., Lee, T.-K., Ahn, J.-S., ... Huh, J.-B. (2016). Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 43. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.1.43>
- Choi, J., Song, E. J., Shin, J. H., Jeong, T. S., & Huh, J. B. (2017). In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. *Materials*, 10(12), 1–12. <https://doi.org/10.3390/ma10121410>
- Chun, K. J., Choi, H. H., & Lee, J. Y. (2014). Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of Dental Biomechanics*, 5(1), 1–7.  
<https://doi.org/10.1177/1758736014520809>
- Ciuffolo, F., Epifania, E., Duranti, G., De Luca, V., Raviglia, D., Rezza, S., & Festa, F. (2006). Rapid prototyping: A new method of preparing trays for indirect bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(1), 75–77.  
<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.10.005>
- Clark, L., Wells, M. H., Harris, E. F., & Lou, J. (2016). Comparison of amount of primary tooth reduction required for anterior and posterior zirconia and stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 38(1), 42–46.
- Council, R. (2018). Pediatric restorative dentistry. *Pediatric Dentistry*, 40(6), 330–342.
- Croll, T. P., & Castaldi, C. R. (1978). The preformed stainless steel crown for restoration of permanent posterior teeth in special cases. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 97(4), 644–649.  
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1978.0368>

- Cuy, J. L., Mann, A. B., Livi, K. J., Teaford, M. F., & Weihs, T. P. (2002). Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Archives of Oral Biology*, *47*(4), 281–291. [https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(02\)00006-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(02)00006-7)
- 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>
- Derafshi, R., Khorshidi, H., Kalantari, M., & Ghaffarlou, I. (2017). Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: An in vitro study. *BMC Oral Health*, *17*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0419-9>
- Development, P., & Pro-, N. (1995). *The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns*. (September), 223–229.
- Donly, K. J., Sasa, I., Contreras, C. I., & Mendez, M. J. C. (2018). Prospective randomized clinical trial of primary molar crowns: 24-month results. *Pediatric Dentistry*, *40*(4), 253–258.
- Dupriez, N. D., Von Koeckritz, A. K., & Kunzelmann, K. H. (2015). A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, *103*(4), 925–934. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33193>
- Edelhoff, D., Stimmelmayer, M., Schweiger, J., Ahlers, M. O., & Güth, J. F. (2019). Advances in materials and concepts in fixed prosthodontics: a selection of possible treatment modalities. *British Dental Journal*, *226*(10), 739–748. <https://doi.org/10.1038/s41415-019-0265-z>
- Esquivel, J. F., Kim, M. J., Hsu, S. M., Abdulhameed, N., Jenkins, R., Neal, D., ... Clark, A. E. (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, *68*(September), 19–27. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.10.005>
- Europea, C. (2016). Guía técnica de impresión 3D. *Co-Funded by the Erasmus + Programme of the European Union*, *1*, 1–32.
- Galo, R., Contente, M. M. M. G., Galafassi, D., & Borsatto, M. C. (2015). Hardness and modulus of elasticity of primary and permanent teeth after wear against different dental materials. *European Journal of*

- Dentistry*, 9(4), 587–593. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.172635>
- Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., & Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*, 45(48), 19194–19215. <https://doi.org/10.1039/c6dt03484e>
- Grippo, J. O., Simring, M., & Schreiner, S. (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. *Journal of the American Dental Association*, 135(8), 1109–1118. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0369>
- Guía de procesamiento, Disco Dental JUVORA*,. (2017).
- Gutiérrez Marín, N., & López Soto, A. (2018). Evaluación in vitro de la dureza superficial en amalgamas y coronas de acero cromado. *Revista de Odontopediatria Latinoamericana*, 8(2), 123–130.
- Habelitz, S., Marshall, S. J., Jr, G. W. M., & Balooch, M. (2001). *Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale*. 46, 173–183.
- Heimer, S., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1191–1200. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1892-2>
- Hernández, J., & Salazar, A. (2015). Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre implantes. Caso clínico. *Revista Odontológica Mexicana*, 19(1), 43–47. <https://doi.org/10.1109/MCSocC.2012.24>
- Hickel, R., Peschke, A., Tyas, M., Mjör, I., Bayne, S., Peters, M., ... Heintze, S. D. (2010). FDI World Dental Federation: Clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clinical Oral Investigations*, 14(4), 349–366. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0432-8>
- Hmaidouch, R., & Weigl, P. (2013). Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: A systematic literature review. *International Journal of Oral Science*, 5(4), 183–190. <https://doi.org/10.1038/ijos.2013.73>
- Hummel, P., & Guddack, S. (1997). Psychosocial stress and adaptive functioning in children and adolescents suffering from hypohidrotic ectodermal dysplasia. *Pediatric Dermatology*, 14(3), 180–185. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1470.1997.tb00233.x>

- Johnson-Harris, D., Chiquet, B., Flaitz, C., Badger, G., & Frey, G. (2016). Wear of primary tooth enamel by ceramic materials. *Pediatric Dentistry*, 38(7), 519–522.
- Jung, Y., Lee, J., & Choi, Y. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. 111–115. <https://doi.org/10.4047/jap.2010.2.3.111>
- Katreva, I., Dikova, T., & Tonchev, T. (2018). 3D Printing – an Alternative of Conventional Crown Fabrication: a Case Report. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, 24(2), 2048–2054. <https://doi.org/10.5272/jimab.2018242.2048>
- Keinan, D., Mass, E., & Zilberman, U. (2010). Absorption of Nickel, Chromium, and Iron by the Root Surface of Primary Molars Covered with Stainless Steel Crowns. *International Journal of Dentistry*, 2010, 1–4. <https://doi.org/10.1155/2010/326124>
- Kindelan, S. A., Day, P., Nichol, R., Willmott, N., & Fayle, S. A. (2008). UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: Stainless steel preformed crowns for primary molars. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 18(SUPPL. 1), 20–28. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2008.00935.x>
- Kinney, J. H., Balooch, M., Marshall, S. J., Marshall, G. W., & Weihs, T. P. (1996). Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Archives of Oral Biology*, 41(1), 9–13. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(95\)00109-3](https://doi.org/10.1016/0003-9969(95)00109-3)
- Kist, S., Stawarczyk, B., Kollmuss, M., Hickel, R., & Huth, K. C. (2019). Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *European Journal of Oral Sciences*, (5). <https://doi.org/10.1111/eos.12645>
- Kohli, T. M. A. (2019). 3D Printing in Dentistry-An Overview. *Acta Scientific Dental Sciences*, 3(6), 35–41. <https://doi.org/10.31080/ASDS.2019.03.0543>
- Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Ilia, C., & Istantos, T. (2019). Monolithic zirconia: An update to current knowledge. Optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry Journal*, 7(3). <https://doi.org/10.3390/dj7030090>
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma,

- orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013>
- Lee, K. H., Yeo, I. S., Wu, B. M., Yang, J. H., Han, J. S., Kim, S. H., ... Kwon, T. K. (2015). Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/619027>
- Lee, W. S., Lee, D. H., & Lee, K. B. (2017). Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(4), 265–270. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.4.265>
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 321-328.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.004>
- 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>
- 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)
- Lohbauer, U., & Reich, S. (2017). Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1165–1172. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1872-6>
- Lopez Cazaux, S., Hyon, I., Prud'homme, T., & Trutaud, S. D. (2017). Twenty-nine-month follow-up of a paediatric zirconia dental crown. *BMJ Case Reports*, 2017, 2–7. <https://doi.org/10.1136/bcr-2017-219891>
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807–820. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>
- Ma, R., & Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of

- PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*, 15(4), 5426–5445.  
<https://doi.org/10.3390/ijms15045426>
- Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., & Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: An ultra-micro-indentation study. *Journal of Dentistry*, 28(8), 589–594.  
[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(00\)00043-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(00)00043-9)
- Mahoney, E. K., Rohanizadeh, R., Ismail, F. S. M., Kilpatrick, N. M., & Swain, M. V. (2004). Mechanical properties and microstructure of hypomineralised enamel of permanent teeth. *Biomaterials*, 25(20), 5091–5100. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.02.044>
- Mann, A. B., & Dickinson, M. E. (2006). Nanomechanics, chemistry and structure at the enamel surface. *Monographs in Oral Science*, 19, 105–131.
- Marcel, R., Reinhard, H., & Andreas, K. (2020). Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x>
- Martínez, E., Ponce, J., Pozos, A., Garrocho, J., & Esparza, V. (2017). Clinical success of preformed steel crowns in disabled pediatric population: An 11-year retrospective study. *Pediatric Dental Journal*, 27(3), 142–146. <https://doi.org/10.1016/j.pdj.2017.08.004>
- Masjedi, M. K., Jahromi, N. H., Niknam, O., Hormozi, E., & Rakhshan, V. (2017). Effects of fixed orthodontic treatment using conventional (two-piece) versus metal injection moulding brackets on hair nickel and chromium levels: A double-blind randomized clinical trial. *European Journal of Orthodontics*, 39(1), 17–24.  
<https://doi.org/10.1093/ejo/cjw017>
- Maupomé, G., Yepes, J. F., Galloway, M., Tang, Q., Eckert, G. J., Downey, T., & Vinson, L. Q. (2017). Survival analysis of metal crowns versus restorations in primary mandibular molars. *Journal of the American Dental Association*, 148(10), 760–766.  
<https://doi.org/10.1016/j.adaj.2017.06.009>
- Melisa, R., Arce, S., Elena, P., Maria, A., & E, Z. M. (2015). *Histomorphology of attrition in temporary teeth Introduction*: 4–11.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from

- 20 years of experience. 28(1), 44–56. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.44>
- Mohamed, G., Aly, M., Ahmed, D. M., & Saad, N. M. (2016). Quantitative and Qualitative Assessment of the Wear of Primary Enamel Against Three Types of Full Coronal Coverage. *Oral Health and Dental Management*, 15(2), 2–3.
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2015.10.001>
- Nowak, A. J., Tad R., M., Martha H., W., & John R., C. (2019). Pediatric Dentistry. In A. J. Nowak, T. R. Mabry, M. H. Wells, & J. R. Christensen (Eds.), *British dental journal* (Sixth Edit, Vol. 196). <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4811147>
- Oberoi, G., Nitsch, S., Edelmayer, 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>
- Ozen, C. (2018). Current digital technology in dentistry: Three-dimensional printing. *Dentistry and Medical Research*, 6(2), 25. [https://doi.org/10.4103/dmr.dmr\\_21\\_18](https://doi.org/10.4103/dmr.dmr_21_18)
- Pani, S. C., Saffan, A. Al, Alhobail, S., Bin Salem, F., Alfuraih, A., & Altamimi, M. (2016). Esthetic concerns and acceptability of treatment modalities in primary teeth: A comparison between children and their parents. *International Journal of Dentistry*, 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/3163904>
- 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>
- Park, S., Quinn, J. B., Romberg, E., & Arola, D. (2008). On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dental Materials*, 24(11), 1477–1485. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.007>
- Pérez, C. C., & Vargaz, D. J. (2010). Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión CAD-CAM restorations system and ceramics: a review. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 22(1), 88–108. Retrieved from

<http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v22n1/v22n1a11.pdf>

- Pinto, P. A., Colas, G., Filleter, T., & De Souza, G. M. (2016). Surface and mechanical characterization of dental Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals (3Y-TZP) after different aging processes. *Microscopy and Microanalysis*, 22(6), 1179–1188. <https://doi.org/10.1017/S1431927616011843>
- Planells, P., & Fuks, A. (2014). Zirconia Crowns - An Esthetic and Resistant Restorative Alternative For ECC Affected Primary Teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(3), 193–195. <https://doi.org/10.17796/jcpd.38.3.0255q84jt2851311>
- Pranjić, J., Slokar, L., & Carek, A. (2016). Metallic Materials for Use in Dentistry. *The Holistic Approach to Environment*, 7(1), 39–58.
- Prithviraj, D. R., Bhalla, H. K., Vashisht, R., Sounderraj, K., & Prithvi, S. (2014). Revolutionizing Restorative Dentistry: An Overview. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 14(4), 333–343. <https://doi.org/10.1007/s13191-014-0351-5>
- Quinn, J. B., & Quinn, G. D. (1997). Indentation brittleness of ceramics: A fresh approach. *Journal of Materials Science*, 32(16), 4331–4346. <https://doi.org/10.1023/A:1018671823059>
- Ramírez, A. (1998). Trazabilidad y Unificación de las escalas de Dureza en México. *Centro Nacional de Metrología*, 1–8.
- Randall, R. C. (2002). Preformed metal crowns for primary and permanent molar teeth: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 489–500.
- Rekow, E. D. (2006). Dental CAD/CAM systems. *The Journal of the American Dental Association*, 137(September), 5S-6S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0396>
- Rivera, C., Ossa H., A., & Arola, D. (2012). Fragilidad y comportamiento mecánico del esmalte dental. *Revista Ingeniería Biomédica*, 6(12), 1–7.
- Rivera, R., & González, G. (2005). Modificación de la técnica de coronas de celuloide en dientes temporales. *Revista de La Asociación Dental Mexicana*, 62(2), 52–57.
- Roy, S., & Basu, B. (2008). Mechanical and tribological characterization of human tooth. *Materials Characterization*, 59(6), 747–756.

<https://doi.org/10.1016/j.matchar.2007.06.008>

- Sa, L., Kaiwu, L., Shenggui, C., Junzhong, Y., Yongguang, J., Lin, W., & Li, R. (2019). 3D printing dental composite resins with sustaining antibacterial ability. *Journal of Materials Science*, *54*(4), 3309–3318. <https://doi.org/10.1007/s10853-018-2801-7>
- Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I., & Müller, W. D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, *31*(11), 1377–1384. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.151>
- Shellis, R. P., & Addy, M. (2014). The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monographs in Oral Science*, *25*, 32–45. <https://doi.org/10.1159/000359936>
- Siewert, B. (2014). Die klinisch relevanten Vorteile von PEEK (Poly-Ether-Ether-Keton) in der zahnärztlichen Prothetik. *Umwelt-Medizin-Gesellschaft*, *27*(4), 266–270.
- Sirona. (2017). *Manual de procesamiento: Fabricación de coronas y puentes*. Retrieved from <https://manuals.sirona.com/home.HomeDmsDocument>
- Staniland, P. A., Wilde, C. J., Bottino, F. A., Di Pasquale, G., Pollicino, A., & Recca, A. (1992). Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer*, *33*(9), 1976–1981. [https://doi.org/10.1016/0032-3861\(92\)90503-O](https://doi.org/10.1016/0032-3861(92)90503-O)
- Steger, E., & Trejo, O. (2010). *El Método Steger , para la medición de abrasión dental*.
- Stober, T., Bermejo, J. L., Schwindling, F. S., & Schmitter, M. (2016). Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, *43*(8), 621–629. <https://doi.org/10.1111/joor.12409>
- Stock, V., Schmidlin, P., Merk, S., Wagner, C., Roos, M., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2016). PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers—A Comparison of Retention Forces. *Materials*, *9*(3), 187. <https://doi.org/10.3390/ma9030187>
- Tahayeri, A., Morgan, M. C., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., ... Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials.

*Dental Materials*, 34(2), 192–200.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003>

- Taran, P. K., & Kaya, M. S. (2018). A Comparison of Periodontal Health in Primary Molars Restored with Prefabricated Stainless Steel and Zirconia Crowns. *Pediatric Dentistry*, 40(5), 334–339. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30355428>
- Taufall, S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2016). Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, 20(9), 2493–2500. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1777-4>
- Torrecilla, L., & Li, T. (2018). *Resina para Cubetas ( Tray )*.
- Tote, J., Godhane, A., Das, G., Soni, S., Jaiswal, K., & Vidhale, G. (2015). Posterior Esthetic Crowns in Pediatric Dentistry. *Int J Dent Med Res*, 1(6), 197–201.
- Vilarrubí, A., Pebé, P., & Rodríguez, A. (2018). Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM-Zirconia, descripción de un caso clínico. *Odontoestomatología*, 13(18), 16–28. Retrieved from <http://www.scielo.edu.uy/pdf/ode/v13n18/v13n18a03.pdf>
- VILLEGAS, Á. M., NARANJO, E., & GÓMEZ, D. M. (2008). Pruebas de biocompatibilidad de los materiales de uso odontológico : Revisión de la literatura. *In Vivo*, 16(2), 38–44.
- Virolés, M., Mayné, R., Guinot, F., & Bellet, L. (2010). Evolución de las coronas como material de restauración en dentición temporal. Revisión de la literatura. *Odontología Pediátrica Seop Y Arán Ediciones, S. L.*, 18(3), 185–200.
- Volpato, C. A. M., Cesar, P. F., & Bottino, M. A. (2016). Influence of Accelerated Aging on the Color Stability of Dental Zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(00), 304–312.
- Walia, T., Salami, A. A., Bashiri, R., Hamoodi, O. M., & Rashid, F. (2014). A randomised controlled trial of three aesthetic full-coronal restorations in primary maxillary teeth. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 15(1), 113–118.
- Willems, G., Celis, J. P., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Hardness and young's modulus determined by nanoindentation

- technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *Journal of Biomedical Materials Research*, 27(6), 747–755. <https://doi.org/10.1002/jbm.820270607>
- Xu, H. H. K., Smith, D. T., Jahanmir, S., Romberg, E., Kelly, J. R., Thompson, V. P., & Rekow, E. D. (1998). Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *Journal of Dental Research*, 77(3), 472–480. <https://doi.org/10.1177/00220345980770030601>
- Yin, Jang, Lee, & Bae. (2019). Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. *Materials*, 12(14), 2252. <https://doi.org/10.3390/ma12142252>
- Zaharia, C., Gabor, A.-G., Gavrilovici, A., Stan, A. T., Idorasi, L., Sinescu, C., & Negruțiu, M.-L. (2017). Digital Dentistry — 3D Printing Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2(1), 50–53. <https://doi.org/10.1515/jim-2017-0032>
- Zhang, Y. R., Du, W., Zhou, X. D., & Yu, H. Y. (2014). Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *International Journal of Oral Science*, 6(2), 61–69. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.21>
- Zimmerman, J. A., Feigal, R. J., Till, M. J., & Hodges, J. S. (2009). Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric Dentistry. *Pediatric Dentistry*, 31(1), 63–70.
- Zok, F. W., & Miserez, A. (2007). Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Materialia*, 55(18), 6365–6371. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2007.07.042>