

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO**

**Colegio de Posgrados**

**Análisis volumétrico digital de materiales poliméricos CAD/CAM después  
del cepillado dental.**

**Proyecto de Investigación y Desarrollo**

**Andrea Jackeline Palomeque Zambrano**

Cristian Abad, Dr,

**Director del Trabajo de Titulación.**

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito  
para la obtención del título de Especialista en Rehabilitación Oral

Quito, diciembre de 2022

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO****Colegio de Postgrados****HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN****“Análisis volumétrico digital de materiales poliméricos CAD/CAM  
después del cepillado dental”****Andrea Jackeline Palomeque Zambrano**

Firmas

Cristian Abad, Dr.

**Director del Trabajo de Titulación**

---

Nancy Mena, Dra.

**Directora del Programa de Especialización  
en Rehabilitación Oral**

---

Paulina Aliaga, Dra.

**Decana de la Escuela de Odontología**

---

Hugo Burgos, PhD.

**Decano del Colegio de Posgrados**

---

Quito, diciembre de 2022

## © DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Nombre del estudiante: Andrea Jackeline Palomeque Zambrano

Código de estudiante: 00209608

C.I.: 0105224752

Quito, diciembre de 2022

## ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

**Nota:** El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

## UNPUBLISHED DOCUMENT

**Note:** The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

## **DEDICATORIA**

A mis queridos padres y hermanos, por su amor, apoyo y ayuda incondicional en todo este camino.

## **AGRADECIMIENTOS**

Mi agradecimiento en primer lugar es a Dios, por su guía a lo largo de mi vida. A mis padres y hermanos, por ser mi soporte y mi más grande motivación para cumplir mis metas. A mis docentes que fueron mi guía en este camino, de manera especial al Dr. Cristian Abad y la Dra. Nancy Mena. A mis compañeros de posgrado y amigos, por sus ánimos y su compañía.

## RESUMEN

El objetivo del estudio fue evaluar el desgaste volumétrico de cuatro materiales de composite para sistemas CAD/CAM (diseño asistido por computadora/fabricación asistida por computadora). Los materiales evaluados fueron: Cerasmart (CER), Shofu Block HC (SBH), Tetric CAD (TEC) y Brava (BRA). Todas las muestras (n=40) fueron sometidas a cepillado simulado (100.000 ciclos). El desgaste fue evaluado mediante la superposición de exploraciones previas y posteriores a la prueba de cepillado obtenidas con un escáner óptico intraoral (CEREC Primescan; Dentsply-Sirona, Alemania), que posteriormente fueron importados al software OraCheck 5.0 (Dentsply-Sirona, Alemania). Los datos fueron analizados mediante el test ANOVA y para la prueba de comparaciones múltiple se utilizó el test HSD de Tukey. En los resultados del desgaste, Cerasmart mostró el menor desgaste después del cepillado. Todos los materiales analizados exhibieron pérdida de masa.

**Palabras clave:** CAD/CAM; composite; test de desgaste; cepillado simulado; análisis volumétrico

## ABSTRACT

The objective of the study was to evaluate the volumetric wear of four composite materials for CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) systems. The materials evaluated were: Cerasmart (CER), Shofu Block HC (SBH), Tetric CAD (TEC) and Brava (BRA). All the samples (n = 40) were subjected to simulated brushing (100,000 cycles). Wear was evaluated by superimposing pre-and post-brushing scans obtained with an intraoral optical scanner (CEREC Primescan; Dentsply Sirona, Germany), which were subsequently imported into the OraCheck software 5.0 (Dentsply Sirona, Germany). The data were analyzed by ANOVA test and Tukey's HSD test was used for multiple comparisons. Cerasmart showed the least wear after brushing. All the tested materials exhibited mass loss.

**Keywords:** CAD/CAM; composite; wear test; simulated brushing; volumetric analysis

**TABLA DE CONTENIDO**

<b>Resumen .....</b>	<b>7</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>8</b>
<b>Introducción .....</b>	<b>12</b>
<b>Revisión de la literatura .....</b>	<b>18</b>
<b>Metodología y diseño de la investigación.....</b>	<b>29</b>
<b>Análisis de datos.....</b>	<b>35</b>
<b>Discusión.....</b>	<b>39</b>
<b>Conclusiones.....</b>	<b>45</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>46</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA # 1: CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LOS MATERIALES CAD/CAM EVALUADOS EN EL ESTUDIO

TABLA # 2: MEDIAS, DESVIACIONES ESTÁNDAR (DE) Y COEFICIENTE DE VARIACIÓN DE PÉRDIDAS VOLUMÉTRICAS DE MATERIALES DESPUÉS DEL DESGASTE.

TABLA # 3: RESULTADOS DE LA PRUEBA DE COMPARACIONES MÚLTIPLES CON TUKEY HSD.

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA # 1: MODELO IMPRESO DE MAXILAR SUPERIOR

FIGURA # 2: ESCANEEO DEL MODELO IMPRESO

FIGURA # 3: PARÁMETROS ESTANDARIZADOS PARA TODAS LAS MUESTRAS

FIGURA # 4: BLOQUE DE COMPOSITE CAD CAM

FIGURA # 5: CARILLA FRESADA

FIGURA # 6: FELPA PARA PULIR Y CARILLA PULIDA.

FIGURA # 7: IMAGEN REPRESENTATIVA DE LAS PRUEBAS DE CEPILLADO

FIGURA # 8: GRÁFICO DE DESGASTE VOLUMÉTRICO PROMEDIO PARA CADA MATERIAL.

FIGURA # 9: RESULTADO DEL ESCANEEO INICIAL Y SUPERPOSICIÓN DE ESCANEEO POSTERIOR AL USO EN EL SOFTWARE ORACHECK 5.0: (A) CERASMART (CER); (B) BLOQUE SHOFU HC (SBH); (C) TETRIC CAD (TEC); (D) BRAVA (BRA).

## 1. INTRODUCCIÓN

La tecnología CAD/CAM (diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora) fue introducida en la década de 1980, y su importancia y popularidad han aumentado rápidamente, permitiendo al clínico proporcionar restauraciones indirectas incluso en una sola cita (Lauvahutanon, y otros, 2014). Los materiales de restauración procesados mediante el flujo de trabajo chairside se agrupan en tres tipos: 1) materiales con base cerámica (matriz vítrea, policristalinos); 2) materiales con base plástica (polimetil metacrilato, composite) y 3) materiales híbridos que tienen una combinación de los dos anteriores (Abad-Coronel, 2017). Las restauraciones chairside, han demostrado resultados clínicos aceptables con tasas de supervivencia del 97% a los 5 años y de 90% a los 10 años (Fasbinder D. , 2013).

Los materiales con base cerámica son biocompatibles, presentan altos valores de dureza y resistencia al desgaste (Goujat, y otros, 2018); sin embargo, su abrasividad contra la dentición antagonista, todavía es un reto clínico (Sripetchdanond & Leevailoj, 2014), con altas tasas de desgaste en el esmalte y en restauraciones realizadas en las piezas antagonistas (Ludovichetti, Trindade, Werner, Kleverlaan, & Fonseca, 2018). Por su parte, los materiales de base plástica de composite CAD/CAM tienen un módulo de elasticidad bajo lo que les permite absorber tensiones y disminuir la susceptibilidad a las fracturas y al astillado (Goujat, y otros, 2018). Estos materiales son fabricados mediante polimerización a alta presión y temperatura, lo que mejora sus propiedades mecánicas, generando un material más homogéneo y menos poroso en comparación con los composites de resina convencional. Las restauraciones realizadas con estos materiales pueden ser maquinadas en menor tiempo y reparadas con mayor facilidad que las restauraciones de cerámica (Nguyen J.-F. , Migonney,

Ruse, & Sadoun, 2012). No obstante, los composites de resina CAD / CAM tienen menor resistencia al desgaste en comparación con bloques de material híbrido o cerámico, lo que podría afectar su longevidad (Goujat, y otros, 2018).

Actualmente, se han introducido bloques de resina compuesta con nanorelleno como alternativas para la cerámica con características de procesamiento más rápidas, entre los que se encuentran: Cerasmart®, es un bloque de composite de resina, conformado por una matriz polimérica reforzada por rellenos cerámicos nanohíbridos (Abad-Coronel, 2017) (Goujat, y otros, 2018); Shofu Block HC ®, es un bloque de composite constituido por una parte orgánica que se compone de una matriz de dimetacrilato de trietilenglicol y dimetacrilato de uretano; y otra parte inorgánica constituida por un nanorelleno densamente empaquetado conformado por partículas de silicato de zirconio fundamentalmente (Shofu Block, 2022); Tetric CAD ®, es un material de composite nanohíbrido conformado por una mezcla de dimetacrilatos reticulados y cargas inorgánicas (Ivoclar Vivadent AG, 2018); y finalmente, Brava®, el cual se lo describe según su fabricante como un composite reforzado a base de monómeros metacrílicos y cargas vitrocerámicas (FGM, 2022).

Una de las propiedades importantes de los materiales dentales es su resistencia al desgaste. La tasa de desgaste se define como la pérdida de material de restauración y / o de su antagonista (Stawarczyk, y otros, 2013). El volumen del material perdido durante la interacción entre dos superficies es el parámetro de elección para evaluar el desgaste in vitro de los materiales de restauración a base de resina. Según la tribología, pueden presentarse cuatro mecanismos fundamentales de desgaste: abrasión, adhesión, fatiga y corrosión (Altaie, y otros, 2017). El desgaste de los dientes y de las restauraciones en la cavidad oral es un complejo proceso multifactorial. En este aspecto, el cepillado dental produce abrasión sobre los materiales poliméricos por las cerdas del cepillo y la pasta dental, a través de un proceso

mecánico independiente de la oclusión (Yin, Jang, Lee, & Bae, 2019), provocando estrés en la matriz orgánica, los rellenos y sus interfaces, lo que influye en su resistencia. Como los rellenos se incorporan a la matriz orgánica mediante un tratamiento químico de sus superficies, esta interfaz sufre tensiones y se desprende de la matriz mostrando diferentes patrones (Oliveira, y otros, 2012).

Se han descrito varios métodos de análisis cuantitativo para medir el desgaste *in vitro* de los materiales dentales, que incluyen la medición de la rugosidad de la superficie de las muestras desgastadas, las diferencias de espesor de las muestras antes y después del desgaste y la pérdida de peso de las muestras desgastadas (Choi, Song, Shin, Jeong, & Huh, 2017). Es importante conocer el desgaste de los materiales dentales debido a las consecuencias provocadas en las superficies oclusales, pérdida de la dimensión vertical, cambios en la ruta funcional de los movimientos masticatorios, fatiga de los músculos masticatorios, defectos estéticos y retención de placa bacteriana (Oliveira, y otros, 2012).

El objetivo de este estudio *in vitro* fue evaluar el desgaste volumétrico de 4 materiales de composite CAD / CAM después del cepillado dental simulado, mediante una prueba de desgaste de tres cuerpos. La hipótesis nula de este estudio *in vitro* fue que los materiales CAD / CAM investigados no presentarían diferencias significativas en cuanto al desgaste volumétrico después del cepillado dental.

## 1.1 Justificación

El desarrollo de nuevos materiales requiere investigaciones con respecto tanto al comportamiento de desgaste como a su efecto en el arco opuesto (Turssi, Purquerio, & Serra, 2003). En la cavidad oral, la superficie del material de restauración está expuesta a varios factores que pueden alterar la calidad de la superficie. Entre otros factores, los procedimientos de higiene oral juegan un papel importante. El uso frecuente de tratamientos preventivos en el hogar puede causar efectos secundarios, como la rugosidad de la superficie del material de restauración, lo que promueve el crecimiento bacteriano y la retención de manchas. Esto es especialmente importante para aquellas restauraciones que cubren los aspectos vestibulares del diente restaurado, mientras que las partes proximales se ven menos afectadas por el cepillado. Las partes oclusales se ven más afectadas por la interacción con el antagonista y el bolo alimenticio durante la comida que por el cepillado de los dientes (Heintze S. D., Forjanic, Ohmiti, & Rousson, 2010)

Los sistemas CAD / CAM han experimentado una notable evolución, permitiendo la fabricación de restauraciones dentales como carillas, inlays, onlays y coronas a partir de bloques prefabricados (Nima G. , y otros, 2021). La evaluación de las propiedades biomecánicas de varios materiales dentales poliméricos puede respaldarse con la realización de estudios in vitro que proporcionan un entorno controlado para la evaluación de resultados. Estos resultados a menudo son difíciles de interpretar directamente en la práctica clínica, pero estos estudios son rentables y muy efectivos para lograr los objetivos experimentales. La presente investigación está enfocada en evaluar el desgaste de cuatro materiales poliméricos CAD/CAM lo que nos permitirá obtener información importante a la hora de seleccionar un tipo de material ofreciendo el mayor beneficio a los pacientes, basándonos en

los resultados obtenidos. Los conocimientos que se obtendrán en la presente investigación serán publicados, con la finalidad de generar datos de interés para los profesionales en salud oral.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo general.**

- Realizar un estudio comparativo in vitro sobre el desgaste de cuatro materiales dentales poliméricos en bloque utilizados para sistemas CAD/CAM sometidos a cepillado abrasivo simulado.

### **1.2.2 Objetivos específicos.**

1. Establecer mediante cepillado abrasivo simulado el desgaste de cuatro materiales dentales poliméricos en bloque utilizados para sistemas CAD/CAM: Cerasmart (GC), Tetric CAD (Ivoclar Vivadent), Shofu Block HC (Shofu), y Brava (FGM).
2. Evaluar el desgaste volumétrico de los materiales investigados utilizando el software OraCheck, que permite la comparación 3D mediante la superposición de exploraciones previas y posteriores a la prueba de cepillado obtenidas con un escáner intraoral (CEREC Primescan; Sirona, Alemania).
3. Comparar estadísticamente los resultados obtenidos entre los grupos investigados.

## **1.3 Hipótesis Nula**

No hay diferencia estadísticamente significativa en el desgaste entre los materiales poliméricos evaluados.

## 2. REVISIÓN DE LA LITERATURA

### **Sistemas CAD/CAM**

El diseño asistido por computadora y el sistema de fabricación asistido por computadora (CAD / CAM) CEREC se introdujo en septiembre de 1985, en la Facultad de Odontología de la Universidad de Zúrich, en donde Mörmann colocó la primera restauración dental de cerámica en el consultorio con el sistema CEREC 1 (Sirona Dental Systems, Charlotte, N.C.) (Mörmann, 2006). Desde su introducción en el mercado dental, el sistema CEREC 1 ha presentado cambios significativos, con actualizaciones en su software y hardware. La evolución de un programa de diseño bidimensional a tridimensional fue resultado de la mejora en velocidad y memoria de las computadoras, facilitando así la comprensión, permitiendo a los dentistas observar los diseños de una manera similar que en un modelo de escayola. Esta evolución, se refleja en el desarrollo de los materiales disponibles (Fasbinder, 2010). El primer proceso consiste en realizar un registro de la geometría de la dentición y los tejidos blandos del paciente en una computadora. Durante muchos años, los dentistas han utilizado técnicas de impresión convencionales para de esta manera obtener modelos de yeso, que posteriormente son escaneados por dispositivos extraorales en el laboratorio dental. Más recientemente, se han introducido escáneres o cámaras intraorales que brindan a los dentistas la oportunidad de realizar el proceso de escaneo sin la necesidad de impresiones convencionales y modelos de escayola. El segundo proceso implica la utilización de la información escaneada en un programa de software CAD, en el cual, se propone un diseño de prótesis sobre el modelo virtual de los dientes que además permite la personalización de la restauración dependiendo de las necesidades específicas de cada caso. Y el tercer proceso es utilizar la propuesta digital de la prótesis para dirigir un

dispositivo de mecanizado para fabricar el resultado deseado y de esta manera, materializarlo. (Fasbinder D. , 2013)

### **Materiales CAD/CAM**

Actualmente existen tres tipos principales de bloques de material estético CAD/CAM disponibles para la restauración dental: materiales de base cerámica, de base polimérica y materiales híbridos (Abad-Coronel, 2017). Las cerámicas se definen como materiales inorgánicos, cristalinos, no metálicos que contienen elementos unidos metálicos y no metálicos. Se pueden subdividir en dos grupos: 1) Vitrocerámicas; que son materiales que consisten en una fase vítrea que actúa como matriz y una cerámica como relleno de refuerzo, por ejemplo, vitrocerámicas de disilicato de litio, vitrocerámicas reforzadas con leucita y vitrocerámicas feldespáticas (Conrad & Seong, 2007); 2) cerámicas policristalinas no metálicas sin contenido de fase vítrea que incluyen: alúmina, zirconia estabilizada, alúmina reforzada con zirconia y zirconia reforzada con alúmina. (Gracis, Thompson, & Ferencz, 2015) Los materiales de base polimérica consisten de una matriz polimérica y rellenos de refuerzo, que pueden ser inorgánicos (cerámica, vidrio o vitrocerámica), orgánicos o composite. (Ferracane J. L., 2011). Los materiales híbridos, denominados también como cerámicos resinosos con una matriz interpenetrante, están compuestos por una doble red: una de cerámica feldespática en mayor proporción y otra red polimérica en menor proporción. (Gracis, Thompson, & Ferencz, 2015)

### **Materiales de resina compuesta**

El uso de composites de resina se ha expandido de un material de restauración directo a bloques de composite procesados en laboratorio para ser utilizados en sistemas CAD / CAM para la fabricación de restauraciones indirectas, como inlays, onlays, coronas e incluso

puentes. El primer bloque de resina compuesta para sistemas CAD/CAM se lanzó en el año 2000 y originalmente era un producto polimerizado por activación de luz mediante procesos de fábrica (Paradigm<sup>TM</sup>, 2000). Las ventajas esperadas de un bloque de composite sobre una restauración de composite directo son múltiples, debido a su polimerización industrial a alta temperatura (180-200 °C) y presión relativamente alta (300 MPa) y su mayor cantidad de volumen de relleno, comprenden menos porosidad, más homogeneidad, la evitación de la contracción de polimerización in vivo y la evitación de variables relacionadas con el operador, para nombrar algunas. Además, el uso de bloques de resina compuesta en lugar de bloques de cerámica para el proceso CAD / CAM reduce el tiempo de fabricación y el desgaste del equipo de corte (Nguyen J.-F. , Migonney, Ruse, & Sadoun, 2012). También es menos frágil, por lo que se esperan menos fallas catastróficas, así como menos astillado y agrietamiento durante la fabricación. (Tsitrou, 2007) Los beneficios clínicos adicionales incluyen integridad marginal precisa, dureza y módulo elástico comparables a la estructura del diente por lo que su resistencia al desgaste es compatible con el desgaste de la dentición natural opuesta, contactos proximales ideales, excelente estética y morfología anatómica (Touati & Aidan, 1997) (Alamouh, 2018).

### **Composición de composites CAD CAM**

La porción de carga inorgánica complementada con los monómeros incluye partículas de carga con diferentes tamaños, contenido y composición. Los rellenos pueden fabricarse a partir de cerámica de vidrio o alúmina, sílice, cuarzo y partículas de fluoruro de itrio, cúmulos de zirconia/sílice, vidrio de estroncio, vidrio de fluoruro de bario y aluminio o sílice. En muchos casos, los fabricantes no brindan información sobre el tipo de relleno. (Koenig, 2021) Las partículas de relleno se pueden distinguir como híbridas con tamaños de  $\leq 6 \mu\text{m}$  y

partículas de relleno nanohíbridadas con un tamaño  $\leq 1 \mu\text{m}$ . Por volumen, la fracción de relleno puede clasificarse como ultrabajo (<50% en peso), relleno bajo (50-74% en peso) y compacto (>74% en peso). (Randolph, 2016) Con respecto a la matriz orgánica, pueden presentar monómeros de bajo peso como HEMA y TEGDMA, monómeros de alto peso como Bis-GMA y UDMA, y aditivos como radicales libres y moléculas fotoiniciadoras. Sin embargo, en la composición de bloques recientes de composite, no contienen Bis-GMA. (Mainjot, Dupont, & Oudkerk, 2016)

### **Propiedades mecánicas de los materiales de resina compuesta**

Las propiedades mecánicas de los materiales dentales se evalúan sobre la base de pruebas in vitro. El desempeño de los materiales dentales en condiciones de laboratorio puede predecir su rendimiento clínico hasta cierto punto, aunque es difícil reproducir simulaciones del ambiente oral in vitro. Los protocolos elaborados por la Organización Internacional de Normas, los métodos de prueba estandarizados y las cualidades requeridas permiten comparar las propiedades de los materiales de restauración dental. (Grzebieluch, 2021)

#### *Grado de conversión e influencia del modo de polimerización.*

Se ha demostrado que la resistencia al desgaste, dureza y módulo de elasticidad aumentan con el grado de conversión que se obtiene con la polimerización en HT 180°C y HP 250MPa durante 60 minutos; mejorando significativamente sus propiedades mecánicas en comparación con las muestras fotopolimerizadas. Este resultado puede explicarse por el mayor grado de entrecruzamiento, una polimerización más uniforme y la reducción del número y tamaño de los defectos (Nguyen J.-F. , Migonney, Ruse, & Sadoun, 2012).

#### *Contenido de relleno.*

El tipo, tamaño y el porcentaje de volumen de las partículas de relleno, así como su unión a la matriz polimérica, son factores importantes que influyen en las propiedades mecánicas. El aumento del contenido de relleno mejora la resistencia a la tracción y la compresión, la dureza, el módulo de elasticidad y la resistencia al desgaste. Este último, también se ve afectado por el tamaño y la distribución de las partículas, siendo mejor las partículas pequeñas. (Lin-Gibson, 2009) (Cetin, 2012) La mayoría de los fabricantes presentan el contenido de relleno por peso (wt% ) no por volumen (Vf%). El peso tiene más que ver con la composición del relleno: algunos rellenos, como la zirconia, son significativamente más pesados que otros. (Mainjot, Dupont, & Oudkerk, 2016)

#### **Toxicidad y liberación de monómeros de los materiales de resina compuesta**

El criterio más importante para evaluar la biocompatibilidad de los materiales dentales a base de resina es la determinación de la liberación de monómeros, ya que algunos componentes pueden liberarse en la cavidad bucal. (Barutcigil, 2020) Los composites dentales pueden liberar subproductos por una polimerización incompleta, como: HEMA, TEGMA, Bis-GMA, UDMA, radicales libres y moléculas fotoiniciadoras. Estos productos provocan efectos adversos como: daño pulpar, reacciones dermatológicas y alérgicas, colonización de bacterias en la superficie del composite, efectos citotóxicos y genotóxicos. Los bloques CAD-CAM son superiores a los composites directos, porque muestran un aumento significativo en el grado de conversión, utilizan monómeros menos tóxicos, no usan fotoiniciadores, tienen una mejor resistencia a la degradación y tienen una liberación mínima de componentes tóxicos (Van-Landuyt, 2011) (Krifka, 2013) (Alamouh, 2021). UDMA es el principal monómero utilizado en los bloques de composite CAD/CAM, y se ha informado de una menor liberación de monómero en el composite de resina que contiene UDMA. (Gonçalves, 2010)

### **Reducción de la formación de biofilm**

Es necesario evaluar el desempeño de los materiales para aplicaciones CAD/CAM desde el punto de vista microbiológico para obtener materiales restauradores con menores índices de caries secundaria. La adhesión bacteriana se ve significativamente afectada por varios factores, entre los más importantes son la rugosidad de la superficie y la composición del material. En general, la adhesión bacteriana aumenta con el aumento de la rugosidad de la superficie debido a la dificultad de limpieza, el aumento del área de contacto y la protección de las células microbianas frente a las fuerzas de cizallamiento. (Mokhtar, 2022) En un estudio se observó que los composites CAD/CAM presentaron la formación de biofilm reducido en comparación con los composites directos. Esto se atribuyó a los diferentes procedimientos de fabricación de los materiales y a un mejor curado. (Ionescu, 2020)

### **Desgaste**

El desgaste se puede definir como la pérdida gradual de sustancia debido a la interacción mecánica entre dos superficies en contacto, que están en movimiento relativo. El desgaste como función de un sistema tribológico se compone de tres elementos principales: (a) la estructura (tipo de material en contacto y geometría del contacto); (b) las condiciones de interacción (carga, tensión y duración de la interacción); y (c) condiciones ambientales y superficiales (medio ambiente y la química de la superficie, la topografía de la superficie y la temperatura ambiente) (Turssi, Purquerio, & Serra, 2003).

### **Mecanismos de desgaste**

Dependiendo de los parámetros del tribosistema, pueden ocurrir cuatro mecanismos de desgaste diferentes: Adhesión, bajo carga, la rugosidad de las dos superficies en contacto muestran soldadura, que puede cortarse provocando transferencias de material de una

superficie a la otra; Abrasión, la presencia de rebabas duras en una o ambas superficies móviles en contacto (abrasión de dos cuerpos) o la presencia de partículas entre o incrustadas en una o ambas de las dos superficies en movimiento relativo (abrasión de tres cuerpos), provocando desprendimiento de material. Aunque no es posible llevar solo un mecanismo en la cavidad bucal, se puede considerar a la abrasión como un factor importante en el proceso de desgaste. Las restauraciones en caras libres de Clase III y V se encuentran principalmente en peligro por la abrasión del cepillado de dientes. En las áreas de contacto oclusal, la pérdida de composite se debe principalmente al desgaste de dos cuerpos, mientras que en las áreas sin contacto oclusal, el desgaste por abrasión es de tres cuerpos por naturaleza. En la abrasión de tres cuerpos, solo una pequeña proporción de las partículas abrasivas causan desgaste debido a las variaciones en su ángulo de contacto, mientras que en las áreas de contacto oclusal, el desgaste abrasivo es de una magnitud mucho mayor en comparación con el que se encuentra en el área sin contacto; Fatiga, durante los contactos deslizantes, las cargas repetidas pueden crear áreas deformadas plásticamente antes del movimiento que se propagan a la superficie, lo que da como resultado microfisuras y luego desprendimiento de material; y corrosión por interacción del material con el medio ambiente, se forma la capa de reacción en la superficie, que como consecuencia del deslizamiento puede ser removida, exponiendo la superficie subyacente a otro ataque químico (Turssi, Purquerio, & Serra, 2003).

### **Desgaste dental**

El término desgaste dental se puede describir como la pérdida superficial del tejido dental duro debido a causas distintas a la caries dental, traumatismos o como resultado de trastornos del desarrollo. Es un proceso fisiológico normal que es macroscópicamente irreversible y acumulativo con la edad (Hattab F. , 2000) Estudios han demostrado que el

desgaste fisiológico del esmalte dental es de aproximadamente 20 a 38 micrones por año (Lambrechts, 1989). El desgaste dental es un fenómeno complejo y multifactorial con la interacción de factores biológicos, mecánicos, químicos y tribológicos. El grado de desgaste de los dientes depende de factores como la fuerza muscular, los lubricantes, el hábito de la dieta del paciente y el tipo de material de restauración utilizado. De estos, el dentista tiene el mayor control sobre el material seleccionado (Lee, He, Lyons, & Swain, 2012).

Los términos atrición, abrasión, abfracción y erosión se han usado indistintamente para describir la pérdida de estructura dental y biomateriales dentales (Lee, He, Lyons, & Swain, 2012). La atrición se define como la pérdida gradual de sustancia dental dura debido a los contactos oclusales con una dentición o restauraciones antagonistas. Esto está relacionado con el envejecimiento, pero puede acelerarse por factores extrínsecos como hábitos parafuncionales de bruxismo, trauma oclusal en la dentición parcialmente edéntula y maloclusión. En las primeras etapas, aparece una pequeña faceta pulida en la punta de una cúspide o un ligero aplanamiento en el borde incisal, mientras que la atrición severa conduce a la exposición de la dentina, lo que puede resultar en una mayor tasa de desgaste (Hattab F., 2000) (Litonjua, 2003) A medida que avanza la lesión, las cúspides tienden a disminuir en altura y los planos oclusales inclinados se aplanan, lo que resulta en una pérdida de la dimensión vertical. (Mörmann, y otros, 2013)

La abrasión es la pérdida de sustancia dental por medios mecánicos, independientemente del contacto oclusal. La ubicación y el patrón del desgaste abrasivo pueden diagnosticar, debido a que diferentes objetos extraños producen diferentes patrones de desgaste por abrasión. La causa más común de abrasión dental que se encuentra en las áreas cervicales es el cepillado de dientes y la gravedad y distribución del desgaste por abrasión del cepillado de dientes puede estar relacionada con la técnica de cepillado, el

tiempo, la frecuencia, el diseño de las cerdas y la abrasividad del dentífrico (Lee, He, Lyons, & Swain, 2012)

Abfracción es el término utilizado para describir la pérdida de sustancia dental dura en la región cervical debido a la formación de fisuras durante la flexión dental. Muchos autores coinciden en que la causa es multifactorial y que se prefiere el término lesión cervical no cariosa (LCNC) para describir la pérdida de sustancia dental en la unión cemento-esmalte sin afectación de bacterias. (Wood, 2008) (He, 2011).

La erosión dental se define como la pérdida de estructura dental debido a un proceso químico no bacteriano (Litonjua, 2003) Algunos autores no están de acuerdo con el término “erosión” debido a la marcada diferencia en sus significados en odontología y en la ingeniería tribológica, y se ha recomendado el término "corrosión" para describir con precisión el proceso de pérdida de superficie dental por ataque químico o electroquímico. Las lesiones erosivas tempranas aparecen como un defecto cóncavo suave, mientras que, en la etapa avanzada, las restauraciones pueden sobresalir por encima de la superficie oclusal y las cúspides de los premolares y molares exhiben concavidades conocidas como ventosas (Lee, He, Lyons, & Swain, 2012).

### **Desgaste de materiales poliméricos**

Muchos factores pueden afectar el grado y la velocidad de desgaste de los compuestos poliméricos. Estos incluyen las propiedades del relleno, la matriz y la interfaz; la dureza relativa del relleno, el contenido, forma, tamaño, orientación y distribución del relleno; la relativa resistencia al desgaste del relleno con respecto a la de la matriz; la relativa abrasividad del relleno contra la matriz; y las condiciones de carga durante el desgaste abrasivo (Turssi, Purquerio, & Serra, 2003). Al comparar la microdureza de los materiales

compuestos de resina, también se debe recordar que la dureza no es un predictor del desgaste del material. El desgaste del material compuesto de resina no solo será el resultado de la fricción, sino que también ocurrirá debido a la degradación química causada por un ambiente agresivo en la cavidad oral. (Grzebieluch, 2021)

### **Investigación del desgaste en odontología**

El desarrollo de nuevos materiales requiere una investigación muy profunda, tanto en términos de su comportamiento de desgaste como a su efecto en su antagonista. Por lo tanto, la evaluación de la resistencia al desgaste se ha investigado mediante métodos *in vivo* e *in vitro*. Al examinar aspectos de las condiciones de cepillado *in vivo*, como la carga y la frecuencia, también se han desarrollado dispositivos de simulación de cepillado (Turssi, Purquerio, & Serra, 2003). Durante el cepillado, la pasta de dientes se diluye rápidamente con la saliva; en experimentos *in vitro*, este efecto se simuló diluyendo la pasta de dientes con agua. Sin embargo, no es posible modelar las propiedades especiales de la saliva, que contiene proteínas e iones específicos que pueden reducir el efecto áspero del cepillo de dientes. (Heintze S. D., Forjanic, Ohmiti, & Rousson, 2010)

Se han desarrollado varios dispositivos de prueba de desgaste para predecir el desempeño clínico de muchos biomateriales dentales, pero varían en complejidad y usan diferentes variables, como la fuerza, la geometría de contacto, el desplazamiento, el lubricante, el antagonista y los ciclos. La mayoría de los simuladores de desgaste se usan para pruebas de desgaste de dos cuerpos, donde las superficies se mueven entre sí en contacto directo, y estas condiciones ocurren durante el movimiento no masticatorio en la boca. Durante la masticación, las partículas de alimentos presentes en la boca juegan un papel importante en el desgaste de los dientes y los biomateriales dentales, y algunos dispositivos

de simulación contienen suspensiones abrasivas para replicar un desgaste de tres cuerpos (Lambrechts P. , 2006)

En 2001, la Organización Internacional de Normalización (ISO) publicó una especificación técnica denominada "desgaste por contacto de dos y/o tres cuerpos", y en la especificación se describieron ocho métodos de prueba de desgaste diferentes. Sin embargo, la especificación no contiene información sobre la validez o precisión de los métodos de prueba o si los dispositivos de prueba con los que se realizaron los métodos estaban calificados para ese propósito. (Heintze S. , 2006)

### 3. METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

#### Tipo de Estudio

La presente investigación fue un estudio transversal comparativo *in vitro* que evaluó 4 marcas comerciales de bloques para sistemas CAD/CAM de composite, con la finalidad de analizar el desgaste volumétrico de los materiales después de ser sometidos a cepillado simulado.

#### Población

En este estudio se evaluaron 4 diferentes tipos de materiales de composite CAD/CAM: Cerasmart (GC), Tetric CAD (Ivoclar Vivadent), Shofu Block HC (Shofu), y Brava (FGM). La información acerca de los materiales investigados se presenta en la tabla 1.

**Tabla 1.** Características técnicas de los materiales CAD/CAM evaluados en el estudio

Material	Código	Fabricante	Composición	% Masa	Número de Lote
<b>Cerasmart</b>	CER	GC Corp., Tokio, Japón	Bis-MEPP, UDMA, DMA, Sílice (20 nm), vidrio de bario (300 nm)	71	201012 1
<b>Shofu Block HC</b>	SBH	Shofu Inc, Kioto, Japón	UDMA, TEGDMA, polvo de sílice, vidrio de bario, sílice micro pirógena, silicato de zirconio	61	111620 4
<b>Tetric CAD</b>	TEC	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, vidrio de bario (<1 µm), dióxido de silicio (<20 nm)	71, 1	X27858
<b>Brava</b>	BRA	FGM, Joinville, Brasil	Matriz orgánica, inhibidor, iniciador y estabilizante, Cargas vitrocerámicas, sílice y pigmentos (40nm a 5µm)	58	110121

Abbr.: Bis-MEPP: 2,2-Bis (4 metacriloxi polietoxifenil) propano; UDMA: dimetacrilato de uretano; DMA: dimetacrilato; TEGDMA: dimetacrilato de trietilenglicol; Bis-GMA: bisfenol A diglicidil éter metacrilato; Bis-EMA: etoxilato de bisfenol-A dimetacrilato

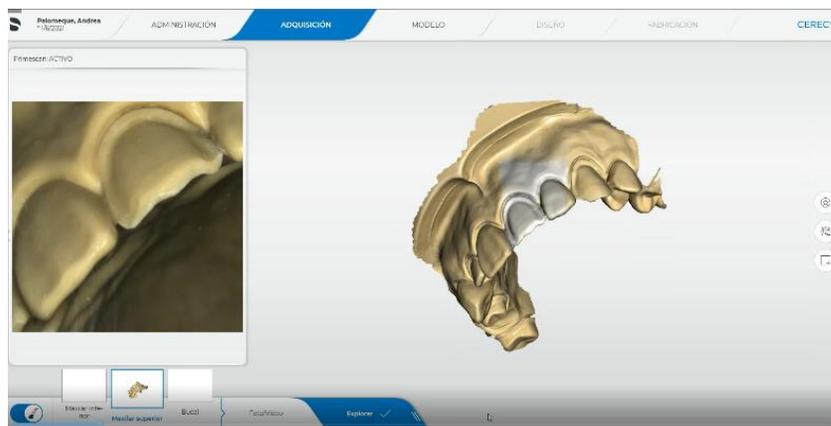
## Muestra

Se realizó un escaneo de un modelo impreso de un maxilar superior, con un incisivo central preparado en chámfer con un espesor de 1.2mm para una carilla vestibular. (Figura 1)

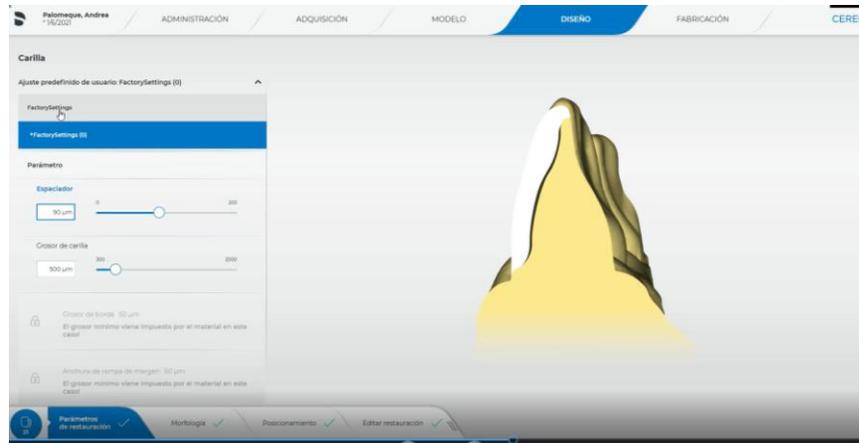


**Figura 1.** Modelo impreso de maxilar superior

Se diseñó la restauración utilizando el software CEREC 5.1.3. Los parámetros de diseño fueron estandarizados para todas las muestras, con un grosor mínimo de 1 mm. (Figura 2 y 3)



**Figura 2.** Escaneo del modelo impreso



**Figura 3.** Parámetros estandarizados para todas las muestras

Posteriormente, la restauración fue fresada en la unidad MCXL (Dentsply-Sirona, Alemania). Se fabricaron diez muestras para cada grupo (n=40). Las muestras fueron sometidas a un pulido especular utilizando una felpa y pasta de pulir (AP Esthetic, Alemania) durante 60 segundos. Se lavaron con agua y se secaron con aire comprimido durante 20 segundos. (Figura 4 a 6)



**Figura 4.** Bloque de composite CAD CAM



**Figura 5.** Carilla fresada

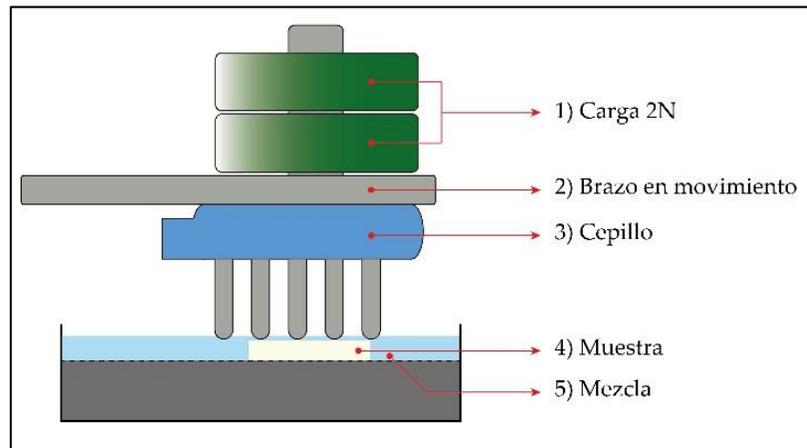


**Figura 6.** Felpa para pulir y carilla pulida.

### **Prueba de desgaste**

El desgaste se evaluó mediante la aplicación de la prueba de cepillado dental utilizando un equipo de cepillado de dientes automático (MEV 3T-10XY; Odeme Dental Research, Brasil). Se utilizaron cepillos de nylon de cerdas duras (Colgate Extra clean; Colgate-Palmolive, Colombia) en cada cabezal, bajo una carga de 2N en una dirección perpendicular a la superficie de deslizamiento. El cepillado se realizó a una frecuencia de 1.2Hz durante un total de 100.000 ciclos. Se inyectó una suspensión de 150gr de pasta dental

(Colgate Total 12; Colgate-Palmolive, Colombia) con 1 litro de agua destilada cada 5000 ciclos para asegurar que la superficie permanezca húmeda. La mezcla se agitó uniformemente antes de cada adición para evitar que las partículas en la pasta de dientes se depositen en el fondo. La prueba se llevó a cabo a una temperatura ambiente. Al final de la prueba de cepillado, cada muestra se limpió con agua corriente y se secó con aire comprimido. (Figura 7)



**Figura 7.** Imagen representativa de las pruebas de cepillado.

### **Evaluación del desgaste volumétrico**

El desgaste volumétrico de los materiales se midió mediante la superposición de escaneado previo y posterior a la prueba de cepillado obtenidas con un escáner óptico intraoral (CEREC Primescan; Dentsply-Sirona, Alemania). Los datos adquiridos en la digitalización de cada muestra se importaron en formato STL al software OraCheck 5.0 (Dentsply-Sirona, Alemania), que permite la comparación 3D entre dos o más escaneos digitales, mediante el algoritmo de mejor ajuste.

### **Análisis estadístico**

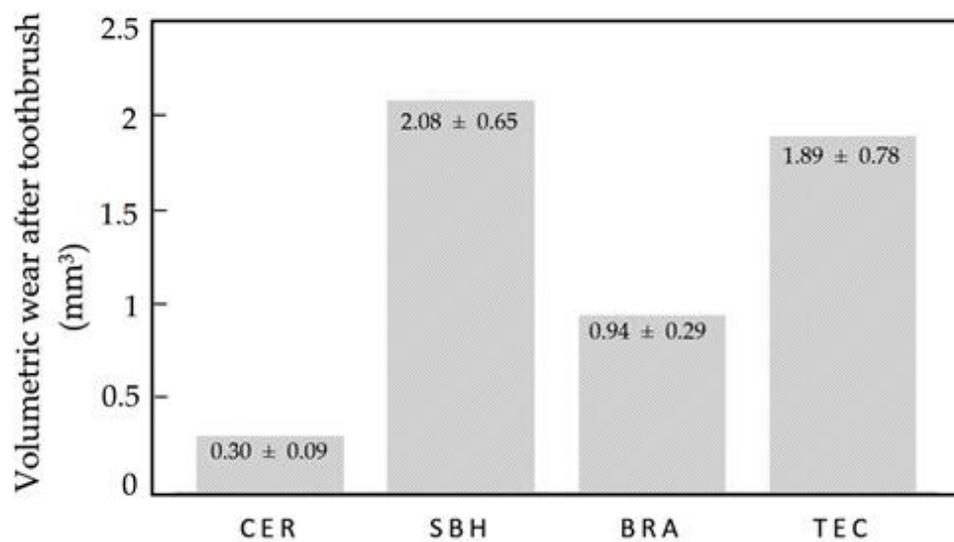
Los registros de datos de cada grupo de muestras se recopilaron en un archivo de Excel (versión 16, Microsoft, EEUU) y se importaron al programa SPSS (IBM SPSS Statistics versión 26 en español). Para el contraste de hipótesis de la investigación se utilizó el test ANOVA que permitió determinar si existen diferencias significativas en el desgaste según los materiales involucrados en el diseño del experimento. Como estadístico para la prueba de comparaciones múltiples se utilizó el test HSD Tukey.

#### 4. ANÁLISIS DE DATOS

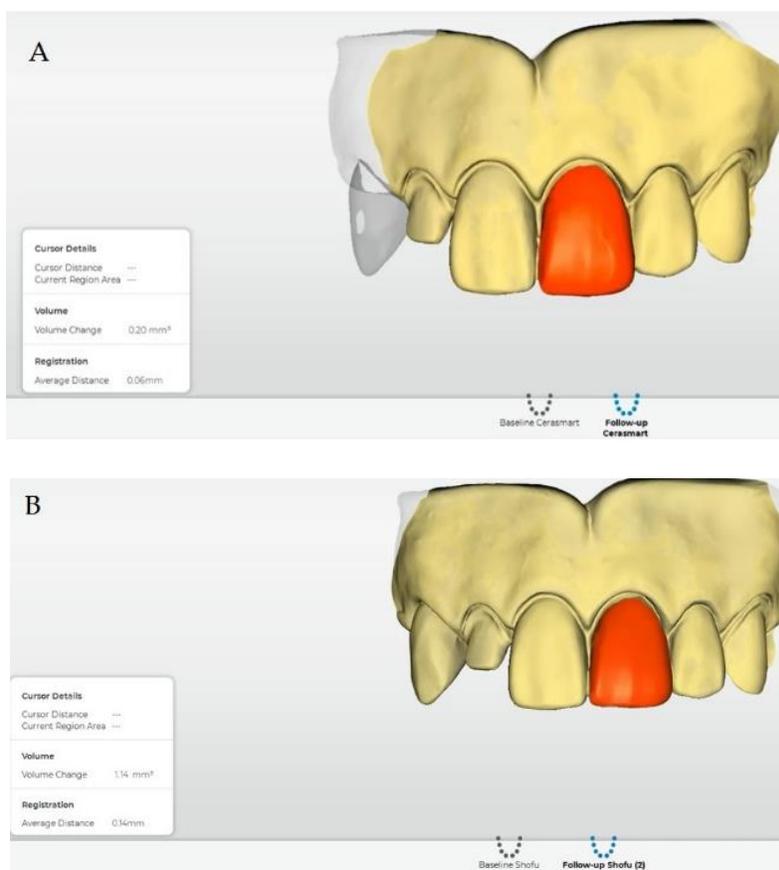
Después del experimento, los valores medios y las desviaciones estándar de los cambios de volumen de los materiales se muestran en la tabla 2. SBH ( $2,08 \pm 0,65 \text{ mm}^3$ ) mostró la mayor cantidad de desgaste, seguido en orden decreciente por TEC ( $1,89 \pm 0,78 \text{ mm}^3$ ), BRA ( $0,94 \pm 0,29 \text{ mm}^3$ ) y CER ( $0,30 \pm 0,09 \text{ mm}^3$ ). La Figura 8 muestra las diferencias entre los promedios obtenidos para el desgaste volumétrico para cada material; se observó que CER es el más bajo y SBH el más alto. En cuanto a la variabilidad de los materiales, BRA presentó el mayor coeficiente de variación con un 41,0%, es decir, las mediciones para este material presentaron mayor variabilidad con respecto al desgaste promedio; para los otros tres materiales, el coeficiente de variación fue del 31%. En la Figura 9 se muestran ejemplos de mediciones realizadas con el software Orachek 5.0.

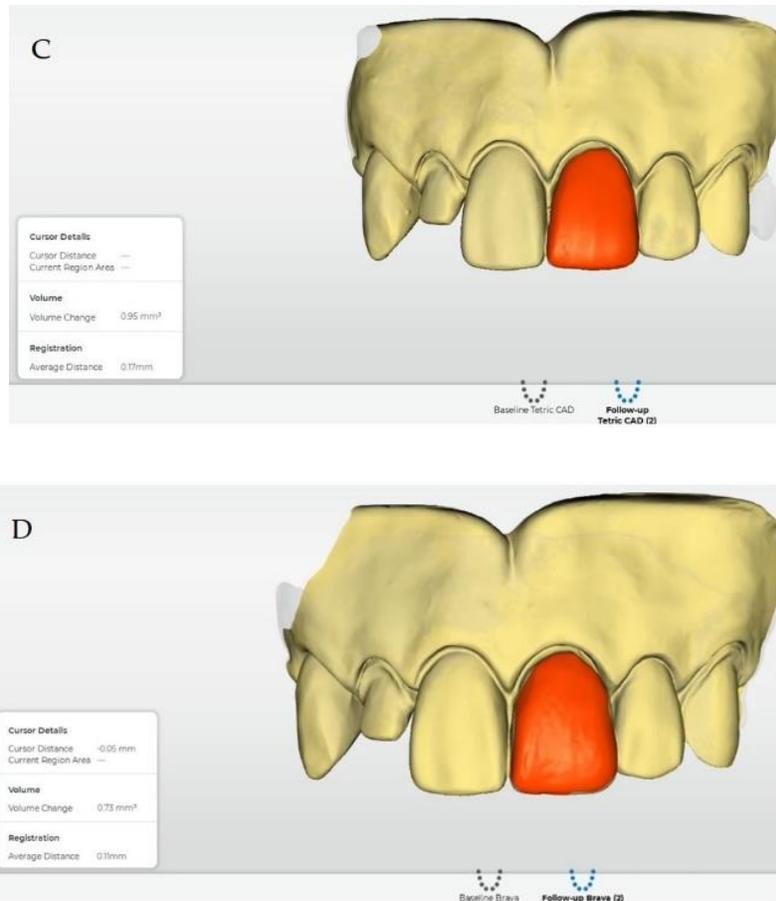
**Tabla 2.** Medias, desviaciones estándar (DE) y coeficiente de variación de pérdidas volumétricas de Materiales después del desgaste.

<b>Material</b>	<b>n</b>	<b>Media <math>\pm</math> DE (<math>\text{mm}^3</math>)</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>Coeficiente de Variación</b>
CER	10	$0.30 \pm 0.09$	0.20	0.41	31.9%
SBH	10	$2.08 \pm 0.65$	1.14	2.93	31.1%
BRA	10	$0.94 \pm 0.29$	0.74	1.27	30.3%
TEC	10	$1.89 \pm 0.78$	0.16	2.55	41.0%



**Figura 8.** Gráfico de desgaste volumétrico promedio para cada material.





**Figura 9.** Resultado del escaneo inicial y superposición de escaneo posterior al uso en el software Orachek 5.0: (A) Cerasmart (CER); (B) Bloque Shofu HC (SBH); (C) Tetric CAD (TEC); (D) Brava (BRA).

Mediante una prueba de ANOVA se determinó que existían diferencias significativas en el desgaste entre los materiales poliméricos evaluados ( $p\text{-value} = 0,001 < 0,05$ ). La Tabla 3 enumera la estadística HSD Turquía, mostró diferencias significativas en el desgaste entre CER con SBH (valor  $p = 0,003 < 0,05$ ); y CER con TEC (valor  $p = 0,002 < 0,05$ ). El material que obtuvo menores valores promedio de desgaste fue el CER ( $0,30 \pm 0,09 \text{ mm}^3$ ) seguido del material BRA ( $0,94 \pm 0,29 \text{ mm}^3$ ), y estos dos forman un grupo homogéneo en cuanto a sus similares características de desgaste promedio.

**Tabla 3.** Resultados de la prueba de comparaciones múltiples con Tukey HSD.

<b>(I) Grupo</b>	<b>(J)</b>	<b>Diferencia significativa (I-J)</b>	<b>P- valor</b>
CER	SBH	-1.78*	0.003
	BRA	-0.65	0.554
	TEC	-1.59*	0.002

Nota: \*. La diferencia de medias es significativa al nivel de 0,05. Estadística HSD Tukey. La variable dependiente es el desgaste resultante de la simulación con cepillado abrasivo.

## 5. DISCUSIÓN

En cualquier restauración, la calidad de la superficie es un factor importante que determina el éxito clínico. Idealmente, debería ser estable durante su vida útil esperada. Sin embargo, la apariencia de la superficie cambia debido al desgaste causado por el entorno oral y otros factores externos. El cepillado de dientes es uno de esos factores. Las partículas abrasivas en los dentífricos pueden aumentar la rugosidad de la superficie y disminuir el brillo, lo que afecta la calidad estética y la longevidad de una restauración (Takahashi, y otros, 2013). Los estudios clínicos permiten las condiciones ideales para establecer el desgaste dental, pero requieren más tiempo y compromiso del paciente para el seguimiento y no tienen control sobre variables importantes como las fuerzas masticatorias y los factores ambientales (Condon & Ferracane, 1997). Si bien los estudios *in vitro* pueden ser difíciles de interpretar en la práctica clínica, ofrecen condiciones controlables para lograr los objetivos experimentales (Lee, He, Lyons, & Swain, 2012). En cuanto a la resistencia al desgaste, utilizamos el cepillado de dientes para evaluar la resistencia de los materiales. Las muestras fueron sometidas a 100 000 cepillados, que simularon 10 años de desgaste clínico (García-Godoy, 2009)

Para la evaluación del desgaste *in vitro* de materiales dentales se han descrito varios métodos de análisis cuantitativos, entre los que podemos mencionar la medición de la rugosidad de la superficie desgastada (Ra) (Lauvahutanon, y otros, 2014) (Gee, Harkel-Hagenaar, & Davidson, 1985) (Kamonkhantikul, Arksornnukit, Lauvahutanon, & Takahashi, 2016), la diferencia de espesor de las muestras antes y después del desgaste (Heintze, Cavalleri, Forjanic, Zellweger, & Rousson, 2006), o la pérdida de peso de las muestras desgastadas (Prakki, y otros, 2007). Hartkamp et al. comparó la medición del desgaste volumétrico mediante perfilometría óptica frente a un escáner intraoral y concluyó que la

medición basada en el escáner intraoral es una herramienta rentable, rápida y fácil de aplicar con una confiabilidad aceptable en comparación con la perfilometría que requiere un modelo para realizar el análisis (Hartkamp, Peters, Bothung, Lohbauer, & Reich, 2017). En otro estudio realizado por Choi et al., se evaluó el desgaste in vitro de los materiales dentales, eliminando los errores asociados con el uso de réplicas porque las pérdidas de volumen se midieron directamente en los antagonistas y las muestras de material, en lugar de técnicas indirectas que utilizan réplicas moldeadas. Además, se midió el desgaste 3D utilizando un escáner sin contacto, que ha demostrado ser más efectivo y preciso, lo que permite obtener datos objetivos sobre el desgaste del material (Choi, Song, Shin, Jeong, & Huh, 2017). En el presente estudio se compararon cuatro materiales compuestos CAD/CAM utilizados actualmente en prostodoncia. Se utilizó un escáner intraoral para recopilar datos de prueba de cepillado simulado previo y posterior y posteriormente se evaluó en el software OraCheck para determinar el desgaste del volumen de cada material.

Los resultados de este estudio mostraron que el desgaste fue influenciado por el tipo de material y el cepillado de dientes simulado. Por lo tanto, se rechazó la hipótesis nula. Los cuatro bloques evaluados tuvieron diferente cantidad de contenido inorgánico, como se muestra en la Tabla 1. Esto se puede expresar de mayor a menor cantidad como: TEC > CER > SBH > BRA. Los resultados mostraron que el material que obtuvo el menor desgaste promedio fue el CER, seguido del material BRA. Los materiales TEC y SHB exhibieron el mayor desgaste. La resistencia al desgaste de los materiales compuestos depende de varios factores, como el tipo de contenido de relleno, la unión interfacial entre el relleno y la matriz, el grado de polimerización de la matriz de resina y el proceso de fabricación. (Lauvahutanon, y otros, 2014) (Zhi, Bortolotto, & Krejci, 2016). Aunque el contenido de relleno inorgánico de TEC es mayor que el de CER, su desgaste fue mayor que el de CER. Según las

especificaciones del fabricante, TEC tiene partículas de vidrio poligonales más grandes en su composición, mientras que CER tiene partículas de relleno esféricas de tamaño nanométrico bien distribuidas. La alta carga de relleno y las partículas de relleno de tamaño pequeño dan como resultado una menor distancia entre partículas, lo que podría contribuir a una mejor resistencia al desgaste por cepillado de dientes para el material CER. En el caso de SBH, que consiste en grandes partículas de relleno de sílice y silicato de circonio de forma esférica con menos contenido de relleno, se desgasta fácilmente con el cepillado de dientes (Lauvahutanon, y otros, 2014) (Kamonkhantikul, Arksornnukit, Lauvahutanon, & Takahashi, 2016). Oouchi et al. en su estudio mostró que la resistencia al desgaste se ve afectada por el contenido de relleno y por el tamaño, la forma y la distribución de las partículas, siendo más ventajoso un alto contenido de relleno y partículas pequeñas (Oouchi, y otros, 2021) Koizumi et al. probó diferentes materiales CAD/CAM “resina-cerámica” después de simular un cepillado de dientes de cinco años. Los resultados reportaron un mayor desgaste después de la abrasión por cepillo de dientes en muestras de SBH en comparación con CER, observándose una disminución en la calidad de su superficie con pérdida de resina y la aparición de rellenos esféricos. Atribuyen este hallazgo al hecho de que las partículas de relleno de SBH son más duras que la matriz de resina circundante, por lo que se desgastarían más fácilmente durante el cepillado dental (Koizumi, y otros, 2015). En el presente estudio, SBH exhibió un mayor desgaste en comparación con los otros materiales compuestos. En otro estudio, Schmitt de Andrade et al. evaluaron el efecto del cepillado dental simulado sobre el desgaste superficial de materiales CAD/CAM, en el que aquellos materiales con matriz de vidrio tenían valores de desgaste más bajos que las resinas compuestas (Andrade, y otros, 2021). Este resultado se relacionó con la evidencia de otros estudios de que los materiales con mayor dureza son menos propensos al desgaste abrasivo (Yin, Jang, Lee, &

Bae, 2019) (Flury, Diebold, Peutzfeldt, & Lussi, 2017) (Mörmann, y otros, 2013) (Nima G., y otros, 2021). La dureza se define como una medida de la resistencia a la indentación e indica la facilidad de acabado y la resistencia al rayado (Lohbauer & Frank A Müller, 2008). También se debe tener en cuenta que la dureza no es el único predictor del desgaste del material. El desgaste de la resina compuesta no solo será el resultado de la fricción, sino que también ocurrirá debido a la degradación química causada por un ambiente agresivo en la cavidad oral (Tsujimoto, y otros, 2018).

Los monómeros más comunes utilizados en las resinas dentales son el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), el dimetacrilato de uretano (UDMA), el dimetacrilato de bisfenol A glicol (Bis GMA) y el metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) (Yap, Mah, Lye, & Loh, 2004). Se ha observado que los composites con TEGDMA absorben más agua y crean una red polimérica más flexible, mientras que los que contienen UDMA y Bis-EMA absorben menos agua y crean redes más rígidas. Bis-GMA conduce a la formación de una red más rígida, que absorbe menos agua que la resina fabricada por TEGDMA, pero más que las resinas fabricadas por UDMA y Bis-EMA (Sideridou, Tserki, & Papanastasiou, 2003). Sen et al. evaluaron los efectos de la inmersión en líquidos simuladores de alimentos y el cepillado de dientes sobre la superficie de materiales dentales, cuya asociación entre estos procesos químicos y mecánicos han mostrado relevancia clínica, presentando degradación química sobre moléculas de Bis-GMA (Şen, Tuncelli, & Göller, 2018). En otro estudio en el que se evaluaron los cambios superficiales en materiales compuestos en relación con el tiempo de cepillado, se concluyó que se requería un tiempo de cepillado de 10 horas para evaluar el potencial de deterioro (Heintze S. D., Forjanic, Ohmiti, & Rousson, 2010). En el presente estudio, durante el cepillado simulado, los especímenes fueron expuestos a una solución de agua destilada y dentífrico a temperatura ambiente por un tiempo de 10 horas

(100 000 ciclos) (Figura 7), por lo que se podría hipotetizar que existe fue mayor el desgaste de los materiales que presentaron Bis-GMA y TEGDMA en su composición, correspondientes a SHB y TEC. Esta relación entre la mayor pérdida de volumen en el desgaste de materiales que presentaban TEGDMA en su composición fue reportada en otro estudio (Stöckl, Hampe, Stawarczyk, Haerst, & Roos, 2018). Además, en el caso de SHB, se puede plantear la hipótesis de que el agua absorbida provocaría la hidrólisis del agente de acoplamiento de silano interfacial, especialmente en el caso del silicato de circonio que no se silaniza de manera efectiva debido a su alto contenido cristalino (Druck, Pozzobon, Callegari, Dorneles, & Valandro, 2015). La información proporcionada por el fabricante de BRA sobre la composición del composite CAD/CAM es tan modesta que, a este respecto, no se pueden realizar comparaciones.

Supuestamente, el tipo de cepillo de dientes y la rigidez de las cerdas apenas tienen efecto sobre el desgaste del compuesto de resina (Dijken, Stadigh, & Meurman, 1983)[41]. En este estudio, se seleccionó arbitrariamente un cepillo de dientes con cerdas rígidas. La influencia del cepillo de dientes en la abrasividad es insignificante cuando se utiliza agua como sustrato, pero cuando se añade pasta de dientes, la influencia del cepillo es de gran importancia, donde un cepillo de dientes más suave puede causar una abrasión similar o incluso mayor que uno con cerdas más rígidas (Tellefsen, Liljeborg, Johannsen, & Johannsen, 2011). En este estudio, el cepillado de dientes se realizó con un dentífrico con un nivel de abrasividad relativa de la dentina (RDA) de 70, que se considera un valor de abrasión bajo (Johannsen, Tellefsen, Johannsen, & Liljeborg, 2013), diluido en agua destilada, que es muy diferente de esta dilución que ocurre en la saliva en la cavidad oral. El uso de saliva como lubricante tiende a reducir la tasa de desgaste en comparación con el agua. Por lo tanto,

la fricción y la abrasión entre superficies en movimiento pueden sobreestimarse (Turssi, Purquerio, & Serra, 2003).

Entre las limitaciones del presente estudio, no se consideraron los efectos de las cargas oclusales, el pH y los cambios de temperatura que ocurren en el ambiente bucal. Son necesarios más estudios para imitar en la medida de lo posible la situación real de una restauración de composite en la cavidad oral y seguir investigando los factores que provocan el deterioro del composite en el futuro, aportando información más fiable para la práctica clínica.

## **6. Conclusiones**

Dentro de los límites de este estudio, en la comparación de los cuatro grupos diferentes de materiales de restauración, todos los materiales evaluados mostraron diversos grados de pérdida de volumen. Además, la resistencia al desgaste se relacionó con el contenido de relleno. Después del cepillado, el material con menor desgaste fue Cerasmart, información que puede ser útil para predecir el desempeño de estos materiales en la clínica restauradora del sector anterior.

## Bibliografía

- Abad-Coronel, C. (2017). Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM. *Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid*, 33-68.
- Alamouh, R. A. (2018). Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int*, 1-7.
- Alamouh, R. A. (2021). The effect of different storage media on the monomer elution and hardness of CAD/CAM composite blocks. *Dental Materials*, 1-12.
- Altaie, A., Bubb, N. L., Franklin, P., Dowling, A. H., Fleming, G. J., & Wood, D. J. (2017). An approach to understanding tribological behaviour of dental composites through volumetric wear loss and wear mechanism determination; beyond material ranking. *J Dent*, 41-47.
- Andrade, G. S., Augusto, M. G., Simões, B. V., Pagani, C., Saavedra, G. d., & Bresciani, E. (2021). Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 469e1-469e6.
- Barutcgil, K. (2020). Do resin-based composite CAD/CAM blocks release monomers? *Clinical Oral Investigations*, 1-8.
- Cetin, A. R. (2012). Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 87-94.
- Choi, J.-W., 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 (Basel)*, 2-12.

- Condon, J. R., & Ferracane, J. L. (1997). In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 1405-1411.
- Conrad, H. J., & Seong, W.-J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 389-404.
- Dijken, J. W., Stadigh, J., & Meurman, J. H. (1983). Appearance of finished and unfinished composite surfaces after toothbrushing. A scanning electron microscopy study. *Acta Odontol Scand*, 377-383.
- Druck, C. C., Pozzobon, J. L., Callegari, G. L., Dorneles, L. S., & Valandro, L. F. (2015). Adhesion to Y-TZP ceramic: study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 143-150.
- Fasbinder, D. (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent*, 115-120.
- Fasbinder, D. J. (2010). The CEREC system 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 35-45.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dental Materials*, 29-38.
- FGM, D. G. (2022). [https://issuu.com/fgmprodutosodontologicos/docs/folder\\_brava-es-rev.07](https://issuu.com/fgmprodutosodontologicos/docs/folder_brava-es-rev.07).
- Flury, S., Diebold, E., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2017). Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent*, 767-774.
- Garcia-Godoy, F. (2009). Effect of a desensitizing paste containing 8% arginine and calcium carbonate on the surface roughness of dental materials and human dental enamel. *Am J Dent*, 21A-24A.

- Gee, A. J., Harkel-Hagenaar, H. C., & Davidson, C. L. (1985). Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. *J Dent*, 60-70.
- Gonçalves, F. (2010). Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dental Materials*, 697-703.
- Gonçalves, F. (2011). BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental Materials*, 520-526.
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., & Grosgeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*, 384-389.
- Gracis, S., Thompson, V., & Ferencz, J. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* , 227-235.
- Grzebieluch, W. (2021). Resin Composite Materials for Chairside CAD/CAM Restorations: A Comparison of Selected Mechanical Properties. *J Healthc Eng*, 1-10.
- Hartkamp, O., Peters, F., Bothung, H., Lohbauer, U., & Reich, S. (2017). Optical profilometry versus intraoral (handheld) scanning. *Int J Comput Dent*, 165-176.
- Hattab, F. (2000). Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *Int. J Prosthodont*, 101-107.
- He, L. H. (2011). In vitro demineralisation of the cervical region of human teeth. . *Arch Oral Biol*, 512-519.
- Heintze, S. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. . *Dent Mater*, 712-734.

- Heintze, S. D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G., & Rousson, V. (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater*, 1051-1062.
- Heintze, S. D., Forjanic, M., Ohmiti, K., & Rousson, V. (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater*, 306-319.
- Ionescu, A. C. (2020). Resin composite blocks for dental CAD/CAM applications reduce biofilm formation in vitro. *Dental Materials*, 603-616.
- Ivoclar Vivadent AG, S. (2018). Scientific documentation. Tetric CAD.  
[https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys\\_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/he1/h25/10371494346782/tetric-cad-scidocs-us-en.pdf](https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/he1/h25/10371494346782/tetric-cad-scidocs-us-en.pdf).
- Johannsen, G., Tellefsen, G., Johannsen, A., & Liljeborg, A. (2013). The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. *Acta Odontol Scand*, 508-517.
- Kamonkhantikul, K., Arksornnukit, M., Lauvahutanon, S., & Takahashi, H. (2016). Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater J*, 225-232.
- Koenig, A. (2021). Characterisation of the Filler Fraction in CAD/CAM Resin-Based Composites. *Materials (Basel)*, 1-15.
- Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., & Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*, 881-887.
- Krifka, S. (2013). A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials*, 4556-4563.

- Lambrechts, P. (1989). Quantitative in vivo wear of human enamel. *Journal of Dental Research*, 1752-1754.
- Lambrechts, P. (2006). How to simulate wear?: overview of existing methods. . *Dent Mater*, 693-701.
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., . . . Mansuang, A. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, 705-710.
- Lee, A., He, L. H., Lyons, K., & Swain, M. V. (2012). Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J Oral Rehabil*, 217-225.
- Lin-Gibson, S. (2009). Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays. *Acta Biomaterialia*, 2084-2094.
- Litonjua, L. (2003). Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. . *Quintessence Int*, 435-446.
- Lohbauer, U., & Frank A Müller, A. P. (2008). Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater*, 250-256.
- Ludovichetti, F. S., Trindade, F. Z., Werner, A., Kleverlaan, C. J., & Fonseca, R. G. (2018). Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*, 318e1-318e8.
- Mainjot, A., Dupont, N., & Oudkerk, J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of Dental Research*, 1-9.
- Mokhtar, M. M. (2022). Physico-mechanical properties and bacterial adhesion of resin composite CAD/CAM blocks: An in-vitro study. *J Clin Exp Dent*, 413-419.

- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 7-13.
- Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 113-125.
- Nguyen, J.-F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*, 529-534.
- Nima, G., Lugo-Varillas, J. G., Soto, J., Faraoni, J. J., Palma-Dibb, R. G., Correa-Medina, A., & Giannini, M. (2021). Effect of toothbrushing on the surface of enamel, direct and indirect CAD/CAM restorative materials. *Int J Prosthodont*, 473-481.
- Oliveira, G. U., Mondelli, R. F., Rodrigues, M. C., Franco, E. B., Ishikiriama, S. K., & Wang, L. (2012). Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci*, 510-516.
- Oouchi, H., Takamizawa, T., Tamura, T., Ishii, R., Tsujimoto, A., Miyazaki, M., & Kitahara, N. (2021). Flexural properties and wear behavior of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin blocks. *Dent Mater J*, 979-985.
- Paradigm™. (2000). MZ100 Block: Technical Product Profile. St. Paul MN: 3M ESPE.
- Prakki, A., Cilli, R., Araújo, P. A., Navarro, M. F., Mondelli, J., & Mondelli, R. F. (2007). Effect of toothbrushing abrasion on weight and surface roughness of pH-cycled resin cements and indirect restorative materials. *Quintessence Int*, 544-554.
- Randolph, L. D. (2016). Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater*, 1586-1599.

- Şen, N., Tuncelli, B., & Göller, G. (2018). Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing. *J Adv Prosthodont*, 271-278.
- Shofu Block, a. D. (2022). *Shofu Block and Disk*. <https://www.shofu.com/wp-content/uploads/SHOFU-HC-Block-Disk-BRO-US.pdf>.
- Sideridou, I., & Karabela, M. (2011). Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dental Materials*, 1003-1010.
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 655-665.
- Sripetchdanond, J., & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 1141-1150.
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Trottmann, A., Schmutz, F., Roos, M., & Hämmerle, C. (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*, 325-332.
- Stöckl, C., Hampe, R., Stawarczyk, B., Haerst, M., & Roos, M. (2018). Macro- and microtopographical examination and quantification of CAD-CAM composite resin 2- and 3-body wear. *J Prosthet Dent*, 537-545.
- Takahashi, R., Jin, J., Nikaido, T., Tagami, J., Hickel, R., & Kunzelmann, K.-H. (2013). Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*, 75-82.
- Tellefsen, G., Liljeborg, A., Johannsen, A., & Johannsen, G. (2011). The role of the toothbrush in the abrasion process. *Int J Dent Hyg*, 284-290.

- Touati, B., & Aidan, N. (1997). Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent*, 108-118.
- Tsitrou, E. A. (2007). Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent*, 897-902.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Fischer, N. G., Nojiri, K., Nagura, Y., Takamizawa, T., . . . Miazaki, M. (2018). Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Jpn Dent Sci Rev*, 76-87.
- Turssi, C. P., Purquerio, B. D., & Serra, M. C. (2003). Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods--a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 280-285.
- Van-Landuyt, K. L. (2011). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental Materials*, 723-747.
- Wood, I. (2008). Non-cariou cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*, 759-766.
- Yap, A. U., Mah, M. K., Lye, C. P., & Loh, P. L. (2004). Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dent Mater*, 370-376.
- Yin, R., Jang, Y.-S., Lee, M.-H., & Bae, a. T.-S. (2019). Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. *Materials (Basel)* , 2-15.
- Zhi, L., Bortolotto, T., & Krejci, I. (2016). Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 199-202.