

**CARILLAS OCLUSALES: REVISIÓN DE LITERATURA**

**AUTORES**

DARELL JOSUÉ VALDEZ  
MARTIN EDUARDO SANJUAN  
ROSA ANGÉLICA ESLAVA

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO EN PROSTODONCIA**

**BOGOTÁ DICIEMBRE DE 2020**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTA, DICIEMBRE DE 2020**

**CARILLAS OCLUSALES: REVISIÓN DE LITERATURA**

**AUTORES**

Darell Josué Valdez  
Martin Eduardo Sanjuan  
Rosa Angélica Eslava

**ASESOR CIENTÍFICO:**

Dr. Efraín López Camargo  
Odontólogo Especialista en prostodoncia y Docente del posgrado de Prostodoncia

**ASESOR METODOLÓGICO**

Dr. Luis Gabriel Ladino Montenegro  
Odontólogo Especialista en prostodoncia y Docente del posgrado de Prostodoncia

## DEDICATORIA

“Si es voluntad de Dios, quisiera tomarme el atrevimiento de dedicar este trabajo a mi futura familia, a mi futura esposa e hijos. Quiero que sepan que este sacrificio lo hago por ustedes, esta aventura la he tomado por ustedes y créanme que no ha sido nada fácil, he pasado de todo. Pero nunca he sentido que Dios se ha apartado de mí; siempre se ha mantenido a mi lado; regalándome consuelo en esos momentos de tristeza; regalándome risas en esos momentos donde solo quiero llorar; regalándome aventuras que he disfrutado en esos momentos de sufrimiento; en esos momentos donde me he sentido vacío, me ha regalado razones para sentirme agradecido; para los momentos en los que me he sentido solo, me ha regalado amigos para que me acompañen. Por eso tengo Fe de que esta dedicación no será en vano, que el deseo de él se cumplirá y que algún día alguno de ustedes estará leyendo esta dedicatoria. Y espero que sepas que esto es para ti.”

-Darell Josué Valdez Aquino

Dedico este trabajo principalmente a Dios, por haberme dado la vida y permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante de mi formación profesional. A mis padres, por ser el pilar más importante y por demostrarme siempre su cariño y apoyo incondicional. A mi esposa a quien quiero y admiro, A mis compañeros, Darell y Rosa porque sin ellos y el equipo que formamos, no hubiéramos logrado esta meta.

-Martin Eduardo Sanjuan Berdugo

## AGRADECIMIENTOS

“Quisiera agradecer primero a mis padres por apoyarme en esta aventura lejos de casa, regalándome toda su confianza y amor, gracias por este sacrificio tan grande. A mis hermanos por siempre aconsejarme cuando los he necesitado Vryam, Cástulo Jr., Gabriel, María José, Daniel, Flor, Miguel y Joan. Gracias a Karla también por confiar en mi en todo momento. Gracias a mis compañeros de tesis que se han fajado como animales para echar este trabajo adelante, Martin y Rosa ustedes son lo mejor. Gracias a mis docentes y compañeros del posgrado sin ninguno de ustedes, hubiésemos obtenido el resultado que hoy obtenemos. Gracias.”

-Darell Josué Valdez Aquino

“En general los autores queremos expresar nuestros agradecimientos al Dr. Luis Gabriel Ladino por su guía y de dedicación en la elaboración de este trabajo. También agradecimientos al Dr. Cesar Rodriguez el cual a sido un colaborador incansable en la clínica y durante todo el posgrado.”

-Martin Eduardo Sanjuan Berdugo  
-Darell Josué Valdez Aquino  
-Rosa Angélica Eslava Sangregorio

## TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN .....	7
<b>1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS .....</b>	<b>8</b>
1.1. Planteamiento del problema .....	8
1.2. Pregunta de investigación. ....	8
1.3. Justificación .....	9
1.4. Objetivos.....	11
1.4.1. <b>Objetivo general</b> .....	<b>11</b>
1.4.2. <b>Objetivos específicos</b> .....	<b>11</b>
1.5. Marco teórico .....	12
1.5.1. Carillas oclusales .....	12
1.5.2. <b>Materiales</b> .....	<b>15</b>
1.5.2.1. Cerámica .....	15
1.5.2.1.1. Tipos de cerámica .....	18
1.5.2.1.1.1. Disilicato de litio .....	19
1.5.3. <b>Preparación para carillas oclusales</b> .....	<b>20</b>
1.5.3.1. Características de la preparación .....	20
1.5.3.2. Protocolo clínico .....	24
1.5.4. <b>Indicaciones</b> .....	<b>25</b>
1.5.4.1. Erosión y biocorrosión .....	27
1.5.4.2. Dimensión vertical oclusal (DVO).....	28
<b>2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.....</b>	<b>31</b>
2.1. Tipo de estudio. ....	31
2.2. Metodología .....	31
2.3. Criterios de inclusión y exclusión.....	36
<b>3. RESULTADOS.....</b>	<b>37</b>
<b>4. DISCUSIÓN .....</b>	<b>41</b>
4.1. Indicaciones de las carillas oclusales .....	41
4.2. Materiales utilizados para las carillas oclusales y su comportamiento mecánico. ....	43
4.3. Preparaciones .....	54
<b>5. CONCLUSIONES .....</b>	<b>58</b>
<b>6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS .....</b>	<b>59</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>65</b>

## INTRODUCCIÓN

La pérdida patológica de la estructura coronal del diente puede atribuirse a factores etiológicos individuales o combinados relacionados con los hábitos alimenticios y orales que finalmente causan pérdida de la estructura del esmalte y la dentina.<sup>1</sup> Los avances científicos y tecnológicos han permitido encaminar la odontología hacia una metodología de trabajo conocida como mínimamente invasiva, con el desarrollo de materiales cerámicos, híbridos y no cerámicos CAD/CAM, ofreciendo las opciones de reemplazar las estructuras dentales con materiales que brindan propiedades biológicas y físico-mecánicas las cuales proporcionan longevidad a las restauraciones. Las carillas oclusales se han convertido en una alternativa conservadora para devolver la estructura dental perdida, indicado para dientes con desgaste oclusal. evitando el uso de restauraciones convencionales como las coronas de cobertura total.<sup>2,3</sup>

La principal ventaja de las carillas oclusales es la recuperación de la función masticatoria con la máxima preservación de la estructura dental, prediciendo el resultado final con restauraciones temporales.<sup>4,5</sup>

Las restauraciones están influenciadas por una combinación de factores, como el diseño de la preparación, la geometría y el grosor de la restauración, las propiedades mecánicas del material, las fuerzas oclusales, el material de cementación, la técnica de unión, la dentición antagonista, el esquema oclusal, hábitos para funcionales entre otros.<sup>6,7</sup>

El propósito de este estudio es presentar una revisión de la literatura sobre el comportamiento clínico, comportamiento, biomecánico, materiales, restitución o aumento de dimensión vertical, ventajas, indicaciones y limitaciones de las carillas oclusales.

# 1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

## 1.1. Planteamiento del problema

Cuando la integridad de los dientes posteriores se ve afectada por diferentes patologías, se deben realizar tratamientos que proporcionen la opción de restaurarlos conservando en lo posible ese remanente dental; así mismo, asegurar que las restauraciones proporcionen el mayor tiempo posible en boca.

Las carillas oclusales son una opción de tratamiento utilizado en diferentes situaciones clínicas como son el desgaste dental, restitución o aumento de dimensión vertical entre otros. Actualmente se puede contar con literatura de estudios in vitro en la cual los autores recomiendan un espesor mínimo para que estas restauraciones sean capaces de resistir las fuerzas de masticación ante fuerzas compresivas, fuerzas flexurales y resistencia al desgaste. También existe una variabilidad en cuanto a los materiales y sus propiedades físico-mecánicas y preparaciones dentales utilizados para este tipo de tratamiento. Por lo cual es necesario conocer todas las características asociadas a este tipo de restauración y así poder utilizarlas de la mejor manera posible.

## 1.2. Pregunta de investigación.

¿Que literatura tenemos disponible sobre las carillas oclusales?

### 1.3. Justificación

En la actualidad, una de las causas frecuentes de consulta son motivos estéticos, sin embargo, como odontólogos se pueden encontrar con algunas patologías que impiden al paciente tener un correcto funcionamiento del sistema masticatorio. A partir de esta situación, se han propuesto diversas técnicas de restauración, pero es importante que cada técnica trate de promulgarse con un uso racional y responsable de la misma, con una base diagnóstica sólida y aplicándola con un fundamento académico basado en la evidencia.

Entre los tratamientos recomendados para devolver la estructura dental de los dientes posteriores encontramos las restauraciones de resinas compuestas o cerámicas, por medio de restauraciones parciales tipo inlays, onlays, overlays o de coronas completas. Sin embargo, algunos de estos enfoques son muy invasivos. Por lo tanto, los procedimientos menos invasivos son primera opción de tratamiento debido a las ventajas que ofrecen, como la preservación del tejido dental, el mantenimiento de la vitalidad de la pulpa y la disminución de la sensibilidad.

Al conocer las características de las carillas oclusales se puede lograr una mejor planificación, un mejor pronóstico y por ende mayor longevidad del tratamiento. Por lo tanto, la información sobre las carillas oclusales con respecto al espesor mínimo, la preparación ideal, los materiales usados y las indicaciones del uso de este tipo de restauraciones beneficiaran a los clínicos en su práctica y así mismo al paciente brindándole un tratamiento restaurador apropiado y duradero.

Una revisión narrativa que seleccione la mejor literatura disponible, de mejor calidad puede ayudarnos a conocer las características de las carillas oclusales, lo que conllevará

a tener un impacto positivo para los odontólogos, estudiantes y pacientes. Todo esto debido a que ofrece unas herramientas fundamentales para la toma de decisiones, en cuanto a la restauración de dientes posteriores y sirviendo de base para posibles hipótesis de futuros estudios.

## **1.4. Objetivos**

### **1.4.1. Objetivo general**

Realizar una revisión exhaustiva narrativa de la literatura disponible de las carillas oclusales.

### **1.4.2. Objetivos específicos**

Identificar cuáles son las indicaciones de las carillas oclusales en las diferentes situaciones clínicas.

Describir cuáles son las recomendaciones para tener en cuenta en el diseño de la preparación para carillas oclusales.

Identificar los diferentes materiales utilizados para las carillas oclusales y su comportamiento mecánico.

## **1.5. Marco teórico**

### **1.5.1. Carillas oclusales**

El termino carilla se refiere a una lámina delgada de material que generalmente se utiliza como acabado, revestimiento protector u ornamental.

El Dr. Charles Pincus, dentista de Beverly Hills, intentaba mejorar el aspecto estético de sus pacientes, muchos de los cuales trabajaban en la industria cinematográfica. El reto era mejorar los primeros planos de las sonrisas con algo estético, cómodo, que no interfiriera con la función fonética y que se mantuviera en la boca el tiempo necesario durante el rodaje de las distintas secuencias cinematográficas. Desarrolló así las carillas de porcelana, que cumplían estos requisitos. La técnica consistía en colocar una capa muy fina de porcelana sobre papel de aluminio, diseñando de esta forma unas carillas ferulizadas que se pegaban temporalmente sobre los dientes del actor que iba a actuar. El gran inconveniente de estas carillas era la falta de componentes de adhesión que posibilitara la estabilidad de estas reconstrucciones a largo plazo.<sup>9</sup>

En 1930 Baumgarten, patentó un invento en el cual el utilizaba cerámica como material de recubrimiento de las coronas metálicas. Con el fin de mejorar la estética de estas en el sector anterior. Para esto la cara vestibular de la corona estaba diseñado para recibir este tipo de restauración de recubrimiento de porcelana u otro material. Con el fin de recibir y mantener la carilla el borde inferior del diseño vestibular de la corona contaba con una zona de descanso de la carilla el cual giraba hacia arriba para formar los límites

laterales de la carilla de recubrimiento. El borde superior contenía una especie de aleta de bloque, adaptada para doblarse y asegurar la carilla a la corona.<sup>10</sup> (Ver figura 1)

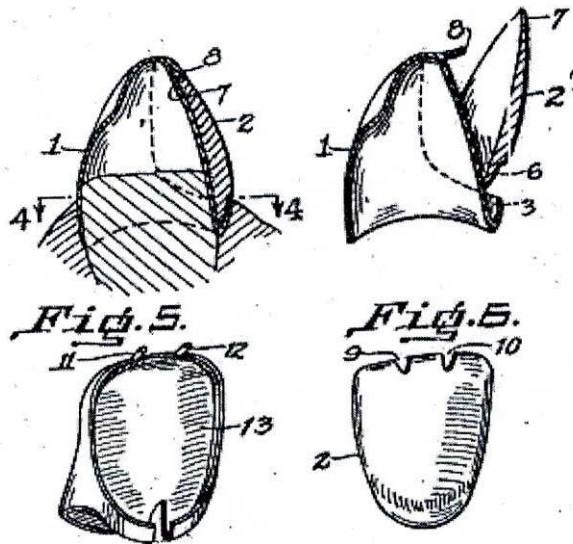


Figura 1. Patente publicada por Baumgarten, de las carillas de recubrimiento para las coronas metálicas. Tomado de: Baumgarten A. Patent Office United States. 1930.

En 1955, Buonocuore consigue grabar el esmalte dental, lo que supuso un paso importante en la adhesión al tejido dentario, pero no conseguía adherirse a las cerámicas.<sup>11</sup>

Luego en 1972 el Dr. Alain Rochette publica un artículo donde describe un nuevo concepto de adhesión entre esmalte grabado y restauraciones de porcelana sin grabar. A ésta, la porcelana, se le aplicaba un producto, el silano, para facilitar la adhesión química de un cemento de resina sin partículas de relleno. Aunque los resultados obtenidos a lo largo de un año fueron excelentes, durante muchos años se dejó de hablar de su producto.<sup>12</sup>

Más tarde Matsumura en 1993 al ver otros autores como O'neal en 1989 lograban realizar restauraciones adhesivas en resina compuesta obteniendo comportamientos

clínicamente aceptables, intento profundizar las investigaciones en este tipo de restauraciones, pero colocadas en la superficie oclusal. Introduciendo así el termino carilla oclusal, refiriéndose a las restauraciones indirectas cubiertas por resina compuesta y cementadas de manera adhesiva sobre una superficie metálica.<sup>13,14</sup> (ver figura 2)

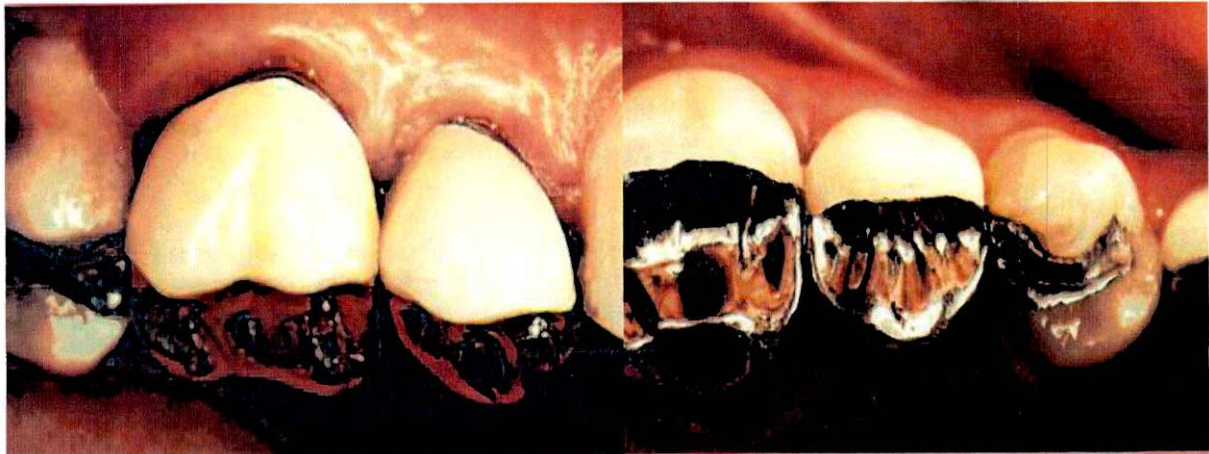


Figura 1. Fotografía Clínica de las carillas de recubrimiento publicadas por O'Neal. **Tomado de:** O'Neal SJ. *Clinical Evaluation of Dentacolor as a Posterior Veneering Agent. Hematol Malig. 2015*

Las restauraciones adhesivas son clasificadas tradicionalmente como restauraciones totales (coronas) y restauraciones parciales (inlay, onlay y overlay). Las inlay, son restauraciones intracoronales sin cobertura cuspídea. Actualmente, este tipo de restauración a menudo se realiza con una técnica directa, obteniendo así una predictibilidad igual con un enfoque más conservador.<sup>16-18</sup> Las onlay, son restauraciones que cubren parcialmente las cúspides, pero no toda la superficie oclusal. Se pueden usar tanto materiales compuestos como cerámicos.<sup>19</sup>

Las restauraciones overlay, son restauraciones de cobertura cuspídea total.<sup>19</sup> Las cuales han recibido diferentes modificaciones o subclasificaciones dependiendo de su diseño y cobertura, introduciéndose así conceptos como overlay aditivo, carillas oclusales, veneerlay/vonlay, overlay de cobertura completa.

Las overlay aditivas, son restauraciones de cobertura parcial o, más frecuentemente, completa realizada sin ninguna preparación dental. Las veneerlay o restauraciones vonlay, son restauraciones híbridas de una restauración tipo onlay y una carilla en la superficie vestibular debido a consideraciones estéticas o funcionales. Las overlay de cobertura completa, son restauraciones que implica la superficie oclusal completa. Se extiende a las paredes axiales vestibulares y / o palatinas, dependiendo de la pérdida de tejido duro e independientemente del perfil de tejido blando. Las carillas oclusales, son restauraciones delgadas tipo lámina, colocado en la superficie perteneciente a la zona masticatoria de los dientes posteriores, para ser utilizado como restauración de acabado, revestimiento protector u ornamental, cementada adhesivamente. Sirviendo como alternativa no-invasiva para la restauración aditiva a la pérdida de estructura oclusal de dientes posteriores. El éxito de estas restauraciones está determinado por la fuerza y durabilidad de la unión formada entre los tres diferentes componentes del complejo de unión: el material restaurador, la técnica de fabricación de la restauración, características de la preparación, técnica adhesiva y técnica de cementación.<sup>7</sup>

## **1.5.2. Materiales**

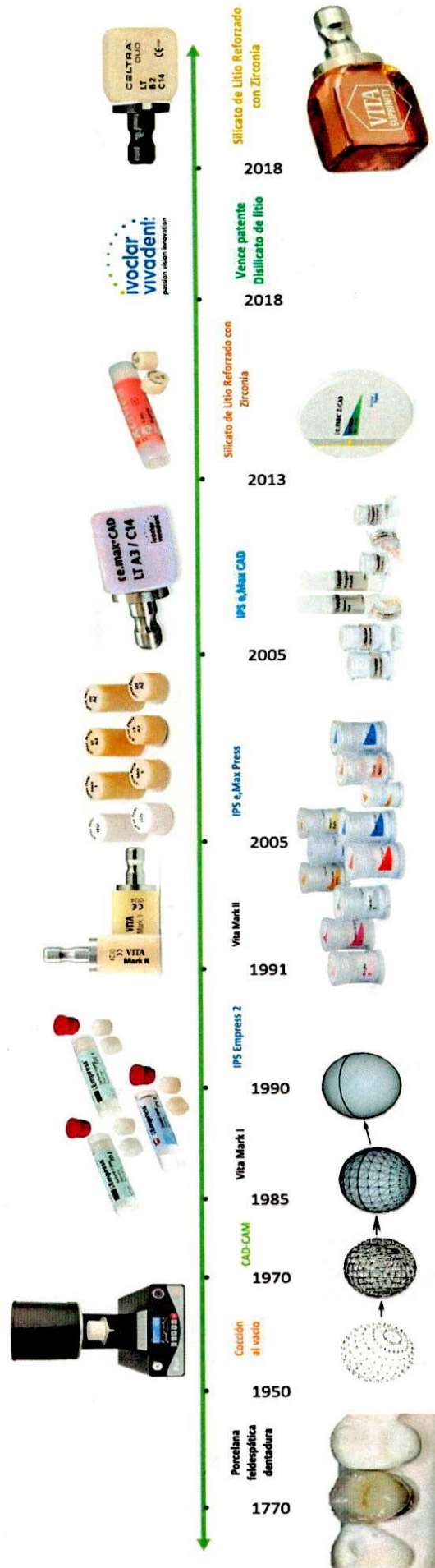
**Existen muchos materiales en la odontología restauradora, con los cuales podemos devolver la función estética y funcional, sin embargo, en cuanto a su capacidad de carga se pueden recomendar carillas oclusales mínimamente invasivas hechas en zirconio, disilicato de litio, PICN y compuestos de resina. pero en cuanto.<sup>21</sup>**

### **1.5.2.1. Cerámica**

La cerámica es un material inorgánico no metálico compuesto de óxidos, fosfatos metálicos o semimetálicos, sulfatos u otros compuestos no orgánicos. El vidrio, que es amorfo, es un subconjunto de la cerámica, están formados de sustancias químicas y bioquímicamente estables que son fuertes, no conductores de energía térmica y eléctrica

duros, quebradizos e inertes. Son un material que exhibe resistencia, durabilidad adecuada y color que se usa intraoralmente para restaurar la forma y función anatómica, y / o estética, muchas de las formulaciones están disponibles dependiendo de si la indicación es para una corona, una prótesis fija, poste o núcleo, soporte de ortodoncia o una carilla.<sup>22</sup>

Figura 2. Línea de tiempo del desarrollo de la cerámica dental y sus tecnologías de procesamiento.



### 1.5.2.1.1. Tipos de cerámica

Las cerámicas utilizadas en odontología han ido evolucionando a lo largo de la historia y este inicio en Europa a principio del siglo XVIII por Alexis Duchateau, un boticario parisino que introdujo la cerámica en la odontología cuando reemplazó con éxito sus dentaduras de marfil con porcelana. Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau, trabajando en conjunto con un nuevo fabricante de porcelana de alta tecnología en 1774. La porcelana dental original contenía un alto contenido de vidrio feldespático y era extremadamente frágil y débil (60 Mpa).<sup>23</sup> a pesar de las altas propiedades estéticas, estas no se aplicaron de manera amplia en la odontología.<sup>24</sup> Sin embargo estas propiedades fueron mejorando y se han vuelto cada vez más popular como materiales restaurativos definitivos debido a las mejoras en la resistencia y un mayor ajuste, con el desarrollo de procesos de diseño asistido y fabricado por computadora (CAD) / (CAM) incorporados a la odontología en 1970, esto ha permitido un gran desarrollo de los materiales dentales y su facilidad para fabricar restauraciones en tipos muy cortos.<sup>25</sup> El desarrollo de las cerámicas, los materiales y su propiedades se pueden observar en la figura 3 y tabla 1.<sup>24</sup>

Actualmente existe una gran variedad de materiales para el tratamiento dental estético, sin embargo según sus propiedades se recomiendan materiales para carillas oclusales mínimamente invasivas hechas en disilicato de litio, zirconia, compuestos de resina y el PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network) material con matriz cerámica infiltrada con polímero.<sup>21</sup>

Tabla 1. Propiedades de diversos materiales de cerámica dental. Tomado de : Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dent Clin North Am. 2017.

Propiedades de varios materiales dentales ceramicos.					
Material	Fase cristalina (vol %)	Modulo E(GPa)	Dureza H (GPa)	Tenacidad T (MPa.m <sup>1/2</sup> )	Fuerza $\sigma$ (MPa)
Porcelana					
Cerámica feldespatica (Vita Mark II)	Albite (<20)	72	6.2	1.2	122
Carilla de cerámica (Lava Ceram)	Leucita (6)	80	5.2	1.1	85
Carilla de metal (d.SIGN)	Leucita/apatita (25)	68	5.9	1.1	104
Vitro-Cerámica(d.SIGN)	Leucita/apatita (25)				
Vitro-Cerámica de mica (Dicor MGC)	Fluormica (70)	69	6.0	1.2	229
Vitro-Cerámica leucita (IPS empres CAD)	Leucita (35-45)	65	6.2	1.3	140
Cerámica Disilicato de litio					
(IPS Empres 2)	Disilicato de litio (65)	96	5.5-6.3	2.9-3.2	306-420
(IPS e.max CAD)	Disilicato de litio (70)	95	5.8	2.3	480
(IPS e.max Press)	Disilicato de litio (70)	95	5.8	2.8	400
Vitro-Cerámica infiltradas					
Vidrio- infiltrado con spinel	Spinel (68)	185	—	2.5	350
Vidrio- infiltrado con alumina	Alumina (68)	274	11.8	3.6	548
Vidrio- infiltrado con zirconia	Zirconia reforzada con alumina (67)	245	13.1	3.5	700
Cerámica policristalina					
Alumina (grano fino, denso)	Alumina (>99)	372	19.6	3.1	572
Zirconia (lava plus)	3 mol% Y-TZP (>99)	210	14.0	4.0	1200
Zirconia (Zpex smile)	Cubica/tetraogonal zirconia (>99)	210	13.4	2.4	485
Cerámica-Resina infiltrada					
Resina-infiltrado cerámico (Enamic)	Ceramica feldespatica (75)	30	1.7	1.3	159
Diente					
Dentina	Hidroxiapatita (50)	18	0.6	3.1	34-98
Esmalte	Hidroxiapatita (95)	94	3.2	0.8	12-42

### 1.5.2.1.1.1. Disilicato de litio

El disilicato de litio actualmente viene para ser maquinado o prensado, este último viene en lingotes en forma homogénea, que contiene una cantidad limitada de metasilicato de litio, hasta que alcanza un estado viscoso, y luego se presiona en un molde para copiar la forma de este (técnica de cera perdida), este proceso se da través de un tratamiento térmico controlado donde se deben alcanzar temperaturas entre 915 y 930 grados centígrados durante 20 minutos para que el material fluya debidamente y alcanzar grados de resistencia a la flexión de 400 a 480 mpa y comercialmente se le conoce como iPs E. Max press.<sup>25</sup> por otro lado los lingotes IPS E. Max Cad se tratan primero con calor para formar la cerámica de vidrio de metasilicato de litio intermedio, que son más fáciles de moldear a máquina. Estas vitrocerámicas se calientan a 840 grados centígrados durante

7 minutos, durante los cuales la cerámica de vidrio de metasilicato de litio se transforma en una cerámica de vidrio de disilicato de litio químicamente más estable y estéticamente agradable.<sup>26</sup>

Mila Maeder y col.<sup>21</sup> realizaron un estudio invitro donde pusieron a prueba carillas oclusales en diferentes materiales con espesores 0,5 y 1,0mm sometidas a carga mecánica y cíclica, pudieron observar que las carillas oclusales en disilicato de litio con espesores de 0,5 mostrarían grietas a partir de los 450N y cuando estas eran de 1mm de espesor mostraron grietas a los 600N, con respecto a estos resultados es necesario tener en cuenta que frente a pacientes con bruxismo debemos considerar las posibles complicaciones mecánicas. Autores sugieren que se necesitan espesores de 0,7mm – 1,0mm para restaurar los dientes con carillas oclusales en disilicato de litio.<sup>27</sup>

### **1.5.3. Preparación para carillas oclusales**

#### **1.5.3.1. Características de la preparación**

El momento de la preparación es crucial debido a que nos enfrentamos a diferentes situaciones como: dientes careados, fracturados, restauraciones desadaptadas, problemas para funcionales y erosivos. Independientemente de la situación clínica que se presente se deben identificar factores importantes como la limitación de la lesión, es decir si el margen se encuentra subgingival o supragingival ya que esto determinará si realizamos una restauración directa o indirecta. En cualquiera de las circunstancias donde el margen se encuentre subgingival será necesario realizar un procedimiento ya sea quirúrgico (alargamiento de corona) o no quirúrgico build-up (elevación de margen) con el fin de lograr una mayor longevidad el tratamiento.<sup>28</sup>

En algunos casos es necesario realizar reducción del sustrato dental con una técnica mínimamente invasiva, sin embargo esto va a depender de diferentes factores<sup>29</sup>

Los principios convencionales sugerirían una cavidad con una pared divergente de 6 a 10 grados, ángulos internos redondeados, acabado de esmalte con márgenes afilados y no biselados, paredes lisas y bien definidas, y un diseño plano general. Los márgenes de restauración no podían coincidir con los contactos oclusales.<sup>7</sup>



*Figura 3 Preparación adhesiva antigua. Tomado de: Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. Int J Esthet Dent. 2017.*

Hoy en día se debe realizar un análisis biomecánico detallado de la estructura dental restante debido a que los tejidos dentales responden biológicamente al estrés impuesto durante la masticación (ver figura 10). Además, el diente debe prepararse de forma mínimamente invasiva, preservando la mayor cantidad de tejido sano posible, mientras se extraen las partes del diente con una estabilidad dudosa. En este sentido, se deben reducir las cúspides delgadas sin soporte, crear un bisel en el borde superficial de la preparación, esto mejorará la distribución de las fuerzas en sentido axial, además permite generar unos valores de adhesión más altos debido a que se exponen las cabezas de los

prismas del esmalte, también permitirá crear una vía de inserción más precisa. Los pasos más difíciles en la fabricación de restauraciones compuestas posteriores directas grandes son la creación de una forma correcta con buena anatomía oclusal, así como de superficies proximales bien contorneadas con puntos de contacto fuertes y correctamente posicionados con los dientes vecinos.<sup>3,7,15</sup>

Entre los parámetros actuales que lideran el diseño de la cavidad podemos encontrar:

- El grosor de las paredes restantes (para mantenerlas) debe ser  $\geq 2.0$  mm en dientes vitales, (los últimos artículos informan valores de 1 mm)<sup>29</sup> y  $\geq 3.0$  mm en dientes tratados endodónticamente.<sup>30,31</sup>
- Presencia o ausencia de crestas marginales y, en consecuencia, presencia de caja interproximal evaluada en tres planos espaciales.<sup>7</sup>
- La overjet interproximal tiene que ser posiblemente  $\leq 2$  mm. El riesgo de fractura de la cresta marginal restaurada aumenta cuando el overjet es demasiado grande.<sup>15</sup>



**Figura 4.** Preparación adhesiva modificada. Tomado de: Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent.* 2017.

En la actualidad, en primer lugar las cavidades diseñadas para cerámica deben tener la geometría básica más simple posible. En segundo lugar, se recomienda un espesor de capa apropiado y uniforme de la restauración (mínimo de 1,5 a 2 mm). En tercer lugar, deben evitarse las esquinas y los bordes afilados. En cuarto lugar, se deben evitar los esfuerzos de alta tensión y se deben transformar siempre que sea posible en esfuerzos de compresión cambiando el diseño de preparación. Quinto, los picos de tensión y los cambios repentinos en la sección transversal deben evitarse mediante transiciones suaves y uniformes. En sexto lugar, se deben minimizar las tensiones de las muescas. En séptimo lugar, la superficie de contacto con la restauración cerámica debe hacerse lo más grande posible. Por último, los márgenes de restauración con borde de esmalte facilitan una unión estable y adhesiva de la restauración de cerámica a través del composite de cementación a la estructura del diente remanente y, por lo tanto, garantizarán permanentemente una mejor calidad marginal.<sup>7</sup>

### 1.5.3.2. Protocolo clínico

El protocolo para la preparación de cavidades de restauraciones posteriores indirectas adheridas corresponde de una serie de pasos que van desde la aplicación de la anestesia local, hasta la verificación de la oclusión del material provisional.<sup>29</sup> (Ver tabla 2.)

• Aplicar anestesia local
• Comprobar el contexto oclusal Y la necesidad estética del diente
• Elegir el color del diente
• Comprobar el contexto oclusal Y la necesidad estética del diente
• Comprobar espacio interoclusal en céntrica Y durante los movimientos de lateralidad
• Aislar la cavidad con dique de goma Y, en caso de márgenes subgingivales, colocar matriz
• Adhesión dual (DB) / sellado dentinario inmediato (IDS). Selle toda la dentina con un sistema adhesivo siguiendo las instrucciones del fabricante. Este procedimiento también implica márgenes delgados del esmalte subgingival, si están presentes.
• Foto curado A la resina de union 20 S.
• Optimización del diseño de la cavidad (CDO) Y reubicación de los márgenes cervicales (CMR). Aplique una fina capa de resina compuesta para cubrir toda la dentina, rellene las retenciones Y reubique los márgenes supragingivalmente, si es necesario.
• Fotopolimerice cada incremento de resina compuesta durante 40 S
• Aislar la cavidad con un gel de glicerina que forma una capa Y curar la parte posterior durante 10s
• Termine los márgenes del esmalte con instrumentos finos de diamante sin exponer la dentina. Hacer esto también con márgenes compuestos, si están presentes
• Compruebe los cinco criterios para la aprobación de la cavidad: <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1. Márgenes definidos detallados</li> <li>• 2. Ausencia de cortes</li> <li>• 3. Accesibilidad de los márgenes subgingivales</li> <li>• 4. Ausencia de contacto entre la cavidad Y los dientes adyacentes</li> <li>• 5. (Después de la remoción del dique de goma) espacio interoclusal en céntrica Y durante momentos de laterales</li> </ul>
• Toma de impresión
• Inserte el material de resina temporal en la cavidad, verifique la oclusión antes de que el material fragüe, elimine los excesos Y fotopolimerice en oclusión durante 30 segundos.

**Tabla 2.** Protocolo clínico paso a paso para la preparación de cavidades de restauraciones posteriores indirectas adheridas. **Tomado de :** Rocca GT, Rizcalla N, Kre- jeci I, Dietschi D. Evidence- based concepts and proced- ures for bonded inlays and onlays. Part II.

#### **1.5.4. Indicaciones**

Anteriormente se recomendaba un tratamiento de rehabilitación tradicional, basado en una cobertura total de corona clínica en pacientes afectados por desgaste dental severo ocasionado por erosión, biocorrosión y bruxismo las cuales ocasionan la pérdida significativa de la estructura dental y el cambio de dimensión vertical a largo plazo.<sup>32,33</sup>

Realizar restauraciones para los dientes que han sido sometidos a diversas lesiones ocasionándoles un desgaste dental avanzado ha impulsado el desarrollo de las técnicas adhesivas mejoradas, se han explorado ampliamente las restauraciones con diseños de preparación mínimamente invasivo para dientes muy desgastados.<sup>34</sup> Debido a este gran avance en la tecnología las indicaciones para las coronas completas han disminuido ya que implican una mayor pérdida de tejido dental remanente sano por la preparación extensiva del diente ya afectado, por lo tanto puede proponer un enfoque más conservador, utilizando una técnica indirecta, que permita una mínima reducción de la estructura dental remanente.<sup>35</sup>

Dentro de las indicaciones de las carillas oclusales las cuales han sido reportadas por la literatura se encuentran las lesiones cariosas y no cariosas, desgaste dental severo, bruxismo y el aumento y/o restitución de la dimensión vertical.<sup>32-34,36,37</sup>

El desgaste dental es un fenómeno fisiológico irreversible que sucede con el paso de los años frente al uso constante del sistema estomatognático en todo su conjunto, para la realización de actividades cotidianas como la fonación y masticación. Desde la década de los 80 se ha tratado de establecer un valor estándar de pérdida fisiológica de tejido por año, autores como Lambrechts y col en 1989.<sup>38</sup> hablan de 20 a 38 micras anuales,

Mehta y Cols en 2012 <sup>39</sup> por otra parte, afirma que la pérdida de tejido dental con el paso de los años está alrededor de 40 micras por año y que este valor puede verse influenciado por características demográficas, con un mayor desgaste en el sexo masculino y en las personas adultas mayores con relación a las jóvenes.<sup>38,39</sup>

Cuando la tasa de pérdida de tejido dental se considera mayor a la fisiológica, influyendo en la supervivencia de los dientes o causando problemas estéticos, funcionales o de sensibilidad, se considera patológico.<sup>39</sup>

El desgaste dental severo patológico compromete la salud del sistema estomatognático en todo su conjunto. Su etiología es multifactorial, lo cual conduce a la pérdida de tejidos duros dentales y puede dividirse en subtipos de desgaste mecánico (intrínseco y extrínseco) y químico (intrínseco y extrínseco). Debido a su etiología multifactorial, puede deberse a hábitos parafuncionales, tipo esquelético, pérdida de soporte posterior, anomalías congénitas, lesiones cariosas y hasta el tipo de material restaurador utilizado previamente. Lo que puede llevar a una reducción significativa de la longitud de los dientes con cambios dimensionales en la morfología masticatoria debido a una pérdida de la dimensión vertical alterando de manera gradual el componente neuromuscular y a la eficiencia de la función masticatoria. La estética del paciente es otro de los factores que suele verse comprometido en casos de desgaste dental severo. Los cambios en el nivel de la línea de sonrisa, en el plano incisal y ruptura de la armonía dentro de la composición, el desgaste dental puede manifestarse de muchas maneras y, por lo tanto, puede ser difícil de diagnosticar y manejar. El twes (the tooth wear evaluation system) el sistema de evaluación del desgaste dental. Es una guía clínica modular, cuyo objetivo es optimizar el proceso de diagnóstico (tanto cualitativo como cuantificativo) y mejorar la

selección de estrategias de tratamiento y un manejo adecuadas para la dentición permanente.<sup>40,41</sup>

El daño ocasionado por el desgaste dental es irreversible y, por lo tanto, comprometerá la dentición durante toda la vida. Esto puede requerir la repetición de restauraciones y con el tiempo estas restauraciones serán cada vez más complejas y costosas. Por lo tanto, es de suma importancia que el diagnóstico del desgaste dental se realice idealmente en una fase temprana, y se estén tomando medidas preventivas adecuadas esto con el fin de que los odontólogos puedan explorar los numerosos factores que influyen en el inicio, la gravedad, la progresión de esta patología y para proporcionar un adecuado tratamiento que estabilice al paciente en un estado de salud oral y lo mantenga en el tiempo. <sup>40,42</sup>

#### **1.5.4.1. Erosión y biocorrosión**

Cuando se habla de "erosión" se refiere a un mecanismo físico, lo que hace que el término "corrosión" sea más apropiado para los tejidos dentales. Del mismo modo, el término "biocorrosión" difiere de "corrosión" porque el prefijo "bio" se designa a acciones químicas, bioquímicas y electroquímicas sobre el esmalte y la dentina. <sup>43</sup>

Por lo tanto, la biocorrosión comprende la degradación química ácida y proteolítica endógena y exógena del esmalte y la dentina, así como la acción electroquímica del colágeno en la dentina.<sup>43</sup>

Autores como Featherstone y Lussi 2006 lo describen también como el mecanismo de degradación química en estructuras dentales, el mecanismo de biocorrosión es un

proceso complejo que involucra reacciones químicas entre ácidos derivados de diferentes fuentes y componentes de estructuras dentales.<sup>44</sup>

La biocorrosión dental puede producir un impacto devastador en la salud oral. Por lo tanto, la fase restauradora del tratamiento no debe causar más daño a la estructura del diente sano remanente.<sup>43</sup>

Otra patología que puede necesitar el uso de carillas oclusales es el bruxismo; el cual se clasifica como bruxismo del sueño o bruxismo de vigilia dependiendo de su fenotipo circadiano. El bruxismo del sueño es una actividad muscular masticatoria durante el sueño, que se caracteriza como rítmico (fásico) o no rítmico (tónico). Este no es un trastorno del movimiento o un trastorno del sueño en personas sanas. El bruxismo despierto es una actividad muscular masticatoria durante la vigilia que se caracteriza por el contacto repetitivo o sostenido con los dientes y / o por el refuerzo o empuje de la mandíbula y no es un trastorno del movimiento en individuos sanos.<sup>41</sup>

#### **1.5.4.2. Dimensión vertical oclusal DVO.**

Cambiar la dimensión vertical oclusal DVO ha sido uno de los temas más controvertidos de la odontología restauradora. La modificación de la DVO puede estar indicada siempre que sea necesario para armonizar la estética dentofacial, proporcionar el espacio para restauraciones planificadas y mejorar las relaciones incisales y oclusales.<sup>33</sup>

La dimensión vertical oclusal debe considerarse como una dimensión dinámica dentro de una zona de tolerancia fisiológica que puede modificarse siempre que el odontólogo respete la función envolvente. Sin embargo, los cambios verticales en la relación entre el maxilar y la mandíbula pueden tener algunas implicaciones biológicas, biomecánicas,

estéticas y tridimensionales (3d) porque las referencias iniciales de máxima intercuspidad y las relaciones de los dientes anteriores deben reconstruirse y ajustarse en una nueva dimensión del espacio. Se requiere un grado severo de desgaste de los dientes anteriores para que los dientes posteriores también se vean comprometidos, y podría producirse una pérdida real de dimensión vertical oclusal. Clínicamente, para confirmar esta pérdida, se debe observar la condición y posición de los dientes posteriores, ya que estos son responsables de mantener el DVO. En general, si están bien posicionados con signos mínimos de desgaste, es poco probable que se haya producido una pérdida de DVO.<sup>33</sup>

Se deben tener en cuenta que en la fase restauradora se deben considerar varios factores que pueden influir en la magnitud de la alteración de la dimensión vertical.<sup>36</sup> como la magnitud de la alteración de la dimensión vertical oclusal. Debido a que la relación de los dientes anteriores cambia significativamente con el aumento de la DVO.<sup>36,37</sup>

Dependiendo del tipo morfológico facial del paciente, en promedio, por cada 1 mm que el DVO se incrementa verticalmente en los segundos molares, la sobremordida disminuye aproximadamente 2 mm y la sobremordida o el overjet aumenta aproximadamente 1.3 mm en los incisivos. La cual es llamada una relación 1: 2: 3, otro factor que se debe tener en cuenta es el tipo de desgaste que presenta el paciente ya que la dimensión vertical oclusal generalmente debe aumentarse cuando se restaura el desgaste dental de moderado a severo. El rango común de mayor distancia vertical es de 2-5 mm y el grosor común de la carilla oclusal es de 1.5 a 2.5 mm. Para pacientes con desgaste dental

moderado a severo, además las restauraciones pueden estar expuestas a fuerzas más fuertes que en individuos con desgaste dental normal. <sup>36</sup>

Autores como Dietschi D, Argente A 2011; propusieron que, en los casos de desgaste dental severo, se deben usar solo restauraciones indirectas como carillas y coronas para restaurar los tejidos dentales perdidos. Los pacientes con abrasión dental excesiva requieren una estimación exacta del DVO para lograr un reemplazo preciso de la pérdida de dimensión mientras se restablece la anatomía y la función para adaptar al paciente al cambio de oclusión. <sup>45</sup>

La alteración de DVO se considera un procedimiento común y seguro siempre y cuando el clínico comprenda y respete algunas variables individuales. Abduo en el 2012 propuso que en los casos que se esté indicado aumentar la dimensión vertical oclusal de manera permanente hasta 5 mm es un valor seguro para este tipo de procedimientos, es predecible sin consecuencias perjudiciales, y que los signos y síntomas asociados son autolimitados, siempre y cuando sea de manera progresiva en un rango de 2 semanas aproximadamente. <sup>33,46</sup>



caries[MeSH Terms])) OR (tooth wear[MeSH Terms])) OR (vertical dimension[MeSH Terms])) OR (occlusion vertical dimension[MeSH Terms])) OR (tooth erosion[MeSH Terms])) OR (tooth erosions[MeSH Terms])) OR (tooth abrasion[MeSH Terms])) OR (bruxism[MeSH Terms])) OR (posterior tooth)) OR (occlusal surface)) OR (dental wear)) OR (dental caries)) OR (tooth wear)) OR (vertical dimension)) OR (Occlusal Vertical Dimension)) OR (Tooth Erosion)) OR (Tooth abrasion)) OR (bruxism)) AND (((((((((((((((((((occlusal veneer[MeSH Terms]) OR (inlay[MeSH Terms])) OR (onlay[MeSH Terms])) OR (overlay[MeSH Terms])) OR (vonlay[MeSH Terms])) OR (veneerlay[MeSH Terms])) OR (tabletop[MeSH Terms])) OR (occlusal laminate[MeSH Terms])) OR (occlusal veneer)) OR (inlay)) OR (onlay)) OR (overlay)) OR (lonlay)) OR (onlays)) OR (vonlay)) OR (veneerlay)) OR (tabletop)) OR (occlusal laminate))) AND (((((((((((((((((((dental material[MeSH Terms]) OR (ceramic[MeSH Terms])) OR (composite[MeSH Terms])) OR (resin composite[MeSH Terms])) OR (Lithium disilicate[MeSH Terms])) OR (zirconio[MeSH Terms])) OR (zirconium[MeSH Terms])) OR (zirconium dioxide[MeSH Terms])) OR (picn[MeSH Terms])) OR (dental materials)) OR (ceramic)) OR (composite)) OR (resin composite)) OR (lithium disilicate)) OR (zirconia)) OR (zirconium)) OR (zirconium dioxide)) OR (picn))) AND (((((((((((((((((((survival[MeSH Terms]) OR (analyses, survival[MeSH Terms])) OR (success[MeSH Terms])) OR

**Tabla 3. Estrategia PICO (Utilizada en PUBMED)**

<b>P</b>	<b>I</b>	<b>C</b>	<b>O</b>
<b>¿Quien?</b>	<b>¿Que?</b>	<b>¿Comparado con qué?</b>	<b>¿Para qué?</b>
Posterior tooth	<b>Occlusal veneers</b>	<b>Dental Materials</b>	<b>Survival</b>
<b>Posterior teeth</b>	Inlay	Ceramic	Success
<b>Occlusal Surface</b>	Onlay	Composite	Influence
<b>Dental Wear</b>	overlay	Resin Composite	Resistance
<b>Dental Caries</b>	Vonlay	Lithium Disilicate	Longevity
<b>Tooth Wear</b>	Veneerlay	Zirconia	Fracture

Vertical Dimension	Tabletop	Zirconium	
Occlusal Vertical Dimension	Occlusal Laminate	Zirconium Dioxide	
Tooth Erosion		PICN	
Tooth Abrasion			
Bruxism			
89,986	23,691	806,008	5,302,630
743			

(influence[MeSH Terms])) OR (resistance[MeSH Terms])) OR (resistance[MeSH Terms])) OR (longevity[MeSH Terms])) OR (fracture[MeSH Terms])) OR (survival)) OR (success)) OR (influence)) OR (resistance)) OR (longevity)) OR (fracture)).

En la base de datos EMBASE se utilizaron los operadores boléanos para conectar los términos Emtree y los términos libres de la siguiente manera: (('posterior tooth' OR (posterior AND tooth) OR 'occlusal surface' OR (occlusal AND surface) OR 'dental wear' OR (dental AND wear) OR (dental AND caries) OR 'dental caries'/exp OR (tooth AND wear) OR (vertical AND dimension) OR 'vertical dimension of occlusion'/exp OR 'vertical dimension of occlusion' OR (tooth AND erosion) OR 'tooth disease'/exp OR 'tooth disease' OR 'bruxism'/exp OR bruxism) AND 'occlusal veneers' AND occlusal AND veneers OR 'dental inlay'/exp OR inlay OR 'onlay technique'/exp OR 'onlay technique' OR 'overlay denture'/exp OR 'overlay denture' OR vonlay OR veneerlay OR tabletop OR 'occlusal laminate' OR (occlusal AND laminate)) AND 'dental material'/exp AND 'dental material' OR 'ceramics'/exp OR ceramics OR 'resin'/exp OR (composite AND resin) OR picn OR 'lithium disilicate'/exp OR (lithium AND disilicate) OR 'zirconium'/exp OR zirconium OR 'zirconium oxide'/exp OR 'zirconium oxide') AND 'survival analysis'/exp AND survival AND analysis OR 'success'/exp OR success OR influence OR 'resistance'/exp OR resistance OR 'longevity'/exp OR longevity OR 'fracture'/exp OR fracture.

En Scopus se utilizaron los operadores boléanos para conectar los términos libres de la siguiente manera: ALL (posterior AND tooth) OR ALL (posterior AND teeth) OR ALL (occlusal AND surface) OR ALL (dental AND wear) OR ALL (dental AND caries) OR ALL (tooth AND wear) OR ALL (vertical AND dimension) OR ALL (occlusal AND vertical AND dimension) OR ALL (tooth AND erosion) OR ALL (tooth AND abrasion) OR ALL (bruxism) AND ALL (occlusal AND veneers) OR ALL (inlay) OR ALL (inlay) OR ALL (onlay) OR ALL (overlay) OR ALL (vonlay) OR ALL (veneerlay) OR ALL (tabletop) OR ALL (occlusal AND laminate) AND ALL (dental AND materials) OR ALL (ceramic) OR ALL (composite AND resin) OR ALL (lithium AND disilicate) OR ALL (zirconia) OR ALL (zirconium) OR ALL (zirconium AND dioxide) AND ALL (survival AND analysis) OR ALL (success) OR ALL (influence) OR ALL (longevity) OR ALL (fracture)).

En Lilacs se utilizaron los operadores boléanos para conectar términos en inglés y en español de la siguiente manera: (Tooth Wear) OR (Desgaste de los Dientes) OR (Dental Caries) OR (Caries Dental) OR (Vertical Dimension) OR (Dimensión Vertical) OR (Tooth Erosion) OR (Erosión de los Dientes) OR (Tooth Abrasion) OR (Abrasión de los Dientes) OR (Bruxism) OR (Bruxism Bruxismo) AND (Inlays) OR (Inlays Incrustaciones) OR (Dental Veneers) OR (Coronas con Frente Estético) OR (Dental Materials) OR (Materiales Dentales) OR (Ceramics) OR (Cerámica) OR (Composite Resins) OR (Resinas Compuestas) OR (Zirconium) OR (Circonio) AND (Survival Analysis) OR (Análisis de Supervivencia) OR (Longevity) OR (Longevidad) OR (Flexural Strength) OR (Resistencia Flexional).

En Cochrane se realizó una búsqueda con los términos MeSH de los cuales se dividieron de acuerdo a la estrategia PICO y la estrategia de búsqueda se realizó de la siguiente

manera: #2 MeSH descriptor: [Tooth Wear] explode all trees, #3 MeSH descriptor: [explode all trees, #4 MeSH descriptor: [Tooth Wear] explode all trees, #5, MeSH descriptor: [Tooth Wear] explode all trees, #6 MeSH descriptor: [Tooth Wear] explode all trees, #7, MeSH descriptor: [Vertical Dimension] explode all trees, #8 MeSH descriptor: [Tooth Erosion] explode all trees, #9 MeSH descriptor: [Tooth Erosion] explode all trees, #10 MeSH descriptor: [Bruxism] explode all trees, #11 MeSH descriptor: [Inlays] explode all trees, #12 MeSH descriptor: [Dental Materials] explode all trees, #13 MeSH descriptor: [Ceramics] explode all trees, #14 MeSH descriptor: [] explode all trees, #15 MeSH descriptor: [Zirconium] explode all trees, #16 MeSH descriptor: [] explode all trees, #17 MeSH descriptor: [Survival Analysis] explode all trees, #18 MeSH descriptor: [Longevity] explode all trees, #19 (#2 OR #3 OR #4 OR #5 OR #6 OR #7 OR #8 OR #9 OR #10), #20 (#12 OR #13 OR #14 OR #15), #21 (#17 OR #18), #22 (#19 AND #20 AND #21).

Para Google se introdujeron los términos "occlusal veneers" y "carillas oclusales" arrojando 18,700, de los cuales se tomaron en cuenta los artículos de las primeras 10 paginas de cada resultado de búsqueda.

### 2.3. Criterios de inclusión y exclusión.

Luego de eliminar los duplicados, los autores verificaron la elegibilidad de los artículos potencialmente relevantes, los títulos y resúmenes seleccionados de forma independiente para evaluar los artículos para la lectura de texto completo. Cuando surgió un desacuerdo, se utilizaron títulos para obtener textos completos y se logró el consenso después de la discusión. En la segunda ronda de la búsqueda, solo se seleccionaron los estudios que cumplían criterios de inclusión.

**Tabla 4.** Criterios de Selección

<b>Criterios de inclusión:</b>	<b>Criterios de exclusión:</b>
Artículos en inglés, español y portugués.	Artículos que no estén disponibles en texto completo.
Estudios <i>in vitro</i> que evalúen resistencia a la fractura, estudios clínicos, revisiones sistemáticas.	Artículos de restauraciones sobre implantes.
Estudios sin restricción de fecha que hayan sido publicados hasta el 6 de agosto de 2020.	

### 3. RESULTADOS

Un total de 43 artículos fueron seleccionados y cumpliendo con los criterios de inclusión y exclusión; Estos correspondieron a 1 revisión sistemática, 7 de reportes casos y 35 estudios *in vitro*. Así mismo, dentro de los artículos seleccionados, 34 estudios evaluaron el material utilizado para las carillas oclusales, 21 artículos evaluaron el tipo de preparación y 6 mencionaron las indicaciones de las carillas oclusales.<sup>8,11-50</sup>

Figura 6.. Flujograma de búsqueda.

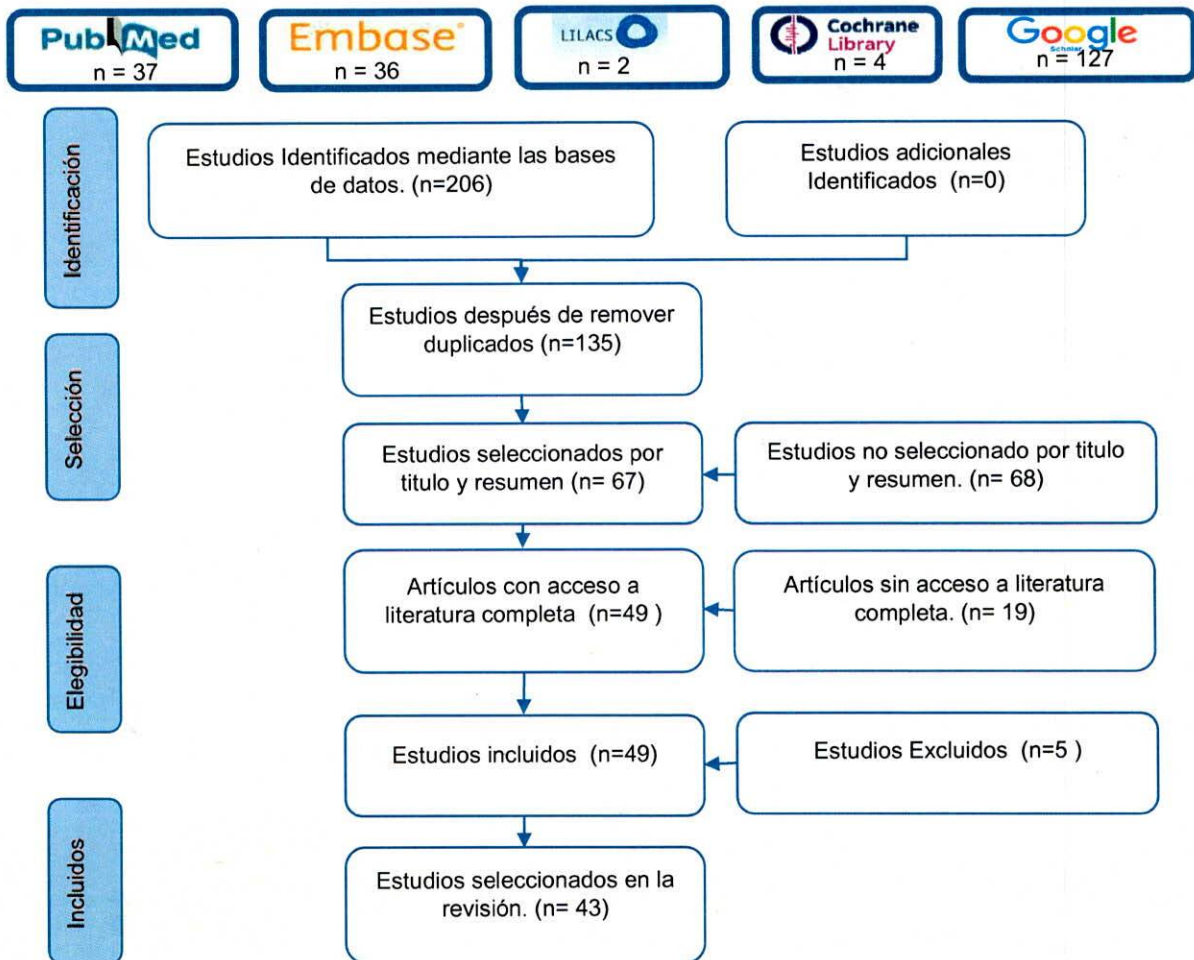


Tabla 5. Tabla de resumen de resultados.

ID	AUTOR Y AÑO	TIPO DE ESTUDIO	OBJETIVO	MUESTRA	CONCLUSIONES
1	Luis Henrique Schlichting y cols 2011. <sup>2</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la influencia del material de restauración CAD / CAM (cerámica frente a resina compuesta) sobre la resistencia a la fatiga de las carillas oclusales ultra finas.	40 molares extraídos	Ambas resinas compuestas (MZ100 y XR) aumentaron la resistencia a la fatiga de las carillas oclusales ultra finas en comparación con las cerámicas evaluadas (Empress CAD y e.max CAD).
2	Luis Henrique Schlichting y cols 2016. <sup>4</sup>	Reporte de caso	Describe una rehabilitación bucal completa con carillas oclusales de resina compuesta de diseño y fabricación asistida por computadora ultra delgadas (CAD-CAM) en un paciente con una dentición severamente erosionada.	Un paciente	El tratamiento mínimamente invasivo a través de carillas oclusales ultra finas de resina compuesta CAD-CAM, se combinaron la biomecánica, la función y la estética, lo que resultó en una mejora notable en la salud y apariencia bucal del paciente.
3	G. Politano, 2018. <sup>7</sup>	Reporte de caso	Crear una unidad biomecánica de restauración de cerámica cementada adhesivamente, cemento compuesto, estructura dental residual, que funcione de la manera mas favorable y dé como resultado un diente restaurado duradero.	1 paciente	La eficacia clínica de este concepto de corona parcial de cerámica adherida no retentiva está firmemente influenciada por el diseño de la preparación y el protocolo adhesivo que confirman los estudios por las altas tasa de supervivencia.
4	Ioannidis, U.N. y cols 2020. <sup>78</sup>	<i>In vitro</i>	Comparar la capacidad de carga de las carillas oclusales ultra finas hechas de zirconio impreso en 3D mediante fresado de zirconio CAD / CAM o disilicato de litio prensado	3 grupos (n = 20 cada uno)	En cuanto a su capacidad de carga, CAD / CAM impresos en 3D zirconio fresado CAD / CAM y la técnica sustractiva, así como el disilicato de litio prensado, se pueden recomendar para fabricar carillas oclusales ultra finas para el desgaste oclusal de los dientes.
5	Albelasy Eman H. y cols 2020. <sup>79</sup>	Revisión sistemática	Evalúa la resistencia a la fractura y la fatiga <i>in vitro</i> de carillas oclusales en diferentes espesores, materiales CAD / CAM y bajo diferentes metodologías de envejecimiento.	Se incluyeron 12 estudios	Los materiales poliméricos se comportaron mejor en las pruebas de fatiga en comparación con la cerámica. Los valores de resistencia a la fractura en todos los estudios incluidos excedieron las fuerzas máximas de masticación en la región posterior. Las cerámicas infiltradas con polímeros y las nano cerámicas de resina se podrían utilizar con éxito con un espesor de menos de 1,0 mm.
6	Angerame y cols 2019. <sup>80</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la resistencia a la fractura y la calidad marginal de los molares superiores restaurados mediante carillas oclusales de cerámica vítrea de disilicato de litio (LDG) con dos diseños de preparación.	16 molares divididos en dos grupos (n = 8)	La mayoría de las muestras observadas exhibieron fracturas restaurables y márgenes continuos. No surgieron diferencias entre los grupos.
7	Huang X. y cols 2020. <sup>34</sup>	<i>In vitro</i>	Examinar la resistencia a la fractura de cuatro tipos de carillas oclusales y una restauración de cerámica de corona completa convencional y la influencia del diseño de la preparación en la tensión de las restauraciones.	40 premolares divididos en 5 grupos (n=8)	Las carillas tipo O mostraron mayor resistencia a la fractura que las carillas tipo POF y POFP (P <0.05), lo que significa que El diseño de la preparación afecta significativamente la resistencia a la fractura de la carilla oclusal. A medida que aumentaba el número de paredes axiales preparadas, disminuía la resistencia a la fractura de las restauraciones. Tanto las carillas tipo O como las OF exhibieron una mayor resistencia a la fractura que la corona completa (P <0.05).
8	Zhang H. y cols 2020. <sup>37</sup>	<i>In vitro</i>	Comparar la carga de fractura <i>in vitro</i> , del desgaste de la superficie y la rugosidad después de los ciclos térmicos y la carga de fatiga mecánica cíclica entre carillas oclusales cerámicas y composite cementado a base de resina microhíbrida fabricadas en dos espesores (1,5 y 2,5 mm).g	64 premolares en 4 grupos (n=16)	El desgaste de MC y FMC fue significativamente mayor que el de HPC y CCC (p 0,001), pero fue similar en términos de la tasa de desgaste del esmalte dental. Todas las muestras mostraron una carga de fractura que excedía la fuerza oclusal máxima en el sector posterior
9	Cascales AF, y cols 2020. <sup>47</sup>	Reporte de caso	Presentar la aplicación de un flujo de trabajo digital para la rehabilitación oral completa de un paciente con desgaste dental severo, ejecutado mediante la creación de un paciente virtual 3D y adoptando un enfoque aditivo con una mínima preparación dental	1 paciente 12 resinas maquinadas 16 carillas oclusales en disilicato de litio	Se considera que las resinas compuestas CAD/CAM y el disilicato de litio como los materiales de elección para las carillas oclusales ultra fina son de alto rendimiento. Sin embargo, el rendimiento biomecánico de las resinas compuestas de alto rendimiento y su módulo de elasticidad es más cercano al de la dentina, dan a estos materiales mayor resistencia a la fractura bajo cargas extremas. Además, son menos abrasivos para los dientes antagonistas.
10	Hassan, y cols 2020. <sup>48</sup>	<i>In vitro</i>	Investigar la adaptación marginal de dos diseños diferentes de carillas oclusales fabricadas con dos materiales cerámicos diferentes antes y después del envejecimiento.	20 molares divididos en 2 grupos (n=10)	La elección del diseño de preparación debe estar asociada a las propiedades del material de las carillas oclusales. El silicato de litio reforzado con zirconio tuvo una adaptación marginal que sobrevivió con mejores valores cualitativa y cuantitativamente, después del termociclador.

11	Radwa G. Abbas, 2020. <sup>49</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la resistencia a la fatiga de las carillas oclusales de silicato de litio reforzado con zirconio (VS) y de cerámica híbrida (VE), con dos espesores diferentes.	20 molares en 2 grupos (n=20)	Las carillas oclusales Vita Suprinity y Vita Enamic tienen una resistencia a la fatiga comparable y pueden usarse como un tratamiento alternativo para los dientes con desgaste severo. El grosor de la carilla oclusal no afecta su resistencia a la fatiga, lo que implica que las delgadas (1,2 mm) y ultra finas (0,6 mm) en cuanto a la resistencia a la fatiga no se ve críticamente afectada.
12	Ahmed S. y cols 2020. <sup>50</sup>	<i>In vitro</i>	Investigar la resistencia a la fractura de dos tipos de carillas oclusales posteriores de cerámica híbrida con diferentes espesores.	80 molares divididos en 2 grupos	Lava Ultimate tenía una resistencia a la fractura significativamente mayor que la Vita Enamic (p <0,05). La resistencia más alta se encontró en la resina nanocerámico
13	Zeinab N, y cols 2020. <sup>51</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar el efecto de los materiales, variables y diseños de preparación sobre el ajuste marginal y la resistencia a la fractura de carillas oclusales fabricadas con CAD / CAM.	60 premolares divididos en 3 grupos (n=20)	Las carillas oclusales posteriores de resina compuesta CAD / CAM fueron superiores a las cerámicas en términos de resistencia a la fractura. Todos los materiales con diferentes diseños de preparación, antes o después de la carga de fatiga, presentaron un gap marginal que no excedía ese rango aceptable.
14	Hanaa Saber Rabeae, y cols 2020. <sup>52</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la fuerza de fractura de restauraciones de carillas oclusales con material cerámico (Si silicato de litio) y cerámica híbrida. (VITA Enamic) (CAD / CAM) con diferentes espesores después del termociclado.	30 carillas oclusales CAD / CAM	El grosor del material tiene un gran efecto sobre la fuerza de la restauración, ya que, al aumentar el grosor también la fuerza de fractura aumenta. Un grosor delgado de 0.3 tiene una supervivencia cuestionable en el ambiente oral. Se recomienda utilizar un grosor de restauración no inferior a 0,5 mm para pacientes con bruxismo
15	Mehran Falahchai, y cols 2020. <sup>53</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar el efecto del diseño de la preparación del diente sobre la resistencia a la fractura de las overlay de silicato de litio reforzado con zirconio.	50 molares divididos en 5 grupos (n = 10)	Todos los diseños de preparación utilizados en este estudio proporcionaron una resistencia a la fractura aceptable. Los tipos de falla fueron recuperables, independientemente del diseño de la preparación. Las restauraciones con un diseño de preparación conservador proporcionaron una mayor resistencia a la fractura.
16	Mehran Falahchai, y cols 2020. <sup>54</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la adaptación marginal de restauraciones tipo overlay de silicato de litio reforzado con circonio (ZLS) con diferentes diseños de preparación.	40 molares divididos en 4 grupos (n=10)	Los dientes que no tienen defectos y que requieren restauración oclusal, la preparación de la superficie oclusal por sí sola sería suficiente para lograr una adaptación marginal óptima. La cementación produce un aumento del espacio marginal significativamente .
17	Heck K, y cols 2019. <sup>55</sup>	<i>In vitro</i>	Investigar la resistencia a la fractura de carillas oclusales ultra finas con diferentes diseños (CAD / CAM) bajo carga mecánica y ciclica para restaurar defectos combinados de esmalte-dentina.	84 molares 2 grupos	Las carillas oclusales ultra finas de cerámica de disilicato de litio y de composite nanocerámico mostraron una resistencia a la fractura más alta bajo cargas mecánicas y cíclicas. Pero las de IPS Empress CAD son menos duraderas que las de cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD. también la cerámica Lava Ultimate CAD / CAM mostró resultados similares en cuanto a pocas grietas como IPS e.max CAD lo que significa que estas dos fueron superiores a IPS Empress CAD en términos de carga de fatiga.
18	M. Al-Akhali, 2018. <sup>56</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la influencia de la carga de fatiga termomecánica en la resistencia a la fractura de restauraciones de carillas oclusales mínimamente invasivas fabricadas con diferentes materiales CAD-CAM y adheridas a premolares maxilares humanos mediante la técnica de autograbado.	64 premolares, en 4 grupos (n=16)	Los autores no recomiendan utilizar una técnica de auto grabado para carillas ultra finas adheridas a esmalte ya que esta técnica puede afectar la supervivencia a largo plazo de las carillas.
19	Anna Krummel, y cols 2019. <sup>57</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la influencia del método de unión y el tipo de superficie de unión dental en la resistencia a la fractura y la tasa de supervivencia de las carillas oclusales adheridas con resina hechas de cerámica de disilicato de litio después de la carga ciclica.	48 molares divididos en 3 grupos (n=16)	Las carillas cerámicas oclusales con un espesor mínimo de 0,3 a 0,6 mm puede llegar a comprometer la resistencia de la restauración y por lo tanto los autores no recomiendan estos espesores en sector posterior
20	M Maeder, y cols 2019. <sup>21</sup>	<i>In vitro</i>	Comprobar si la capacidad de carga de las carillas oclusales de cerámica o <u>materiales híbridos</u> adheridos a la dentina difiere de la de las coronas de <u>cerámica de vidrio de disilicato de litio</u> o de metal fundido con porcelana.	80 molares, 8 grupos (n=10)	En su máxima capacidad de carga, se pueden aplicar carillas oclusales mínimamente invasivas de cerámica, materiales híbridos o materiales poliméricos para corregir el desgaste oclusal de los dientes con dentina expuesta y así reemplazar las restauraciones de coronas convencionales en casos de fuerzas de mordida intraoral normalmente esperadas
21	M Al-Akhali, y cols 2019. <sup>58</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la influencia de la técnica de cementación adhesiva y la carga de fatiga termomecánica en la durabilidad y resistencia a la fractura de las restauraciones de carillas oclusales mínimamente invasivas fabricadas a partir de cuatro materiales CAD / CAM.	128 premolares superiores, (n=32)	Las cuatro restauraciones de carillas oclusales CAD / CAM probadas se unen al esmalte, la técnica de grabado y enjuague mejoró la estabilidad general, la confiabilidad, la longevidad y la resistencia a la fractura de las cuatro restauraciones de carillas oclusales CAD / CAM probadas en comparación con el autograbado técnica, que no se puede recomendar para carillas oclusales adheridas al esmalte.

22	C Yazigi, y cols 2019. <sup>59</sup>	In vitro	<u>Evaluar la resistencia a la fractura y determinar el modo de falla de las carillas oclusales de cerámica sin metal fabricadas con disilicato de litio y adheridas a la dentina expuesta y comparar la resistencia a la fractura de los grupos que siguieron al sellado inmediato de la dentina con los que se unieron convencionalmente.</u>	Noventa y seis premolares superiores, 3 grupos (n = 32)	El pregrabado selectivo de los márgenes del esmalte fue tan eficaz como el protocolo tradicional de grabado y enjuague. El modo de falla más común para todos los grupos fue el modo I/V, que consiste en una fractura longitudinal tanto en la cerámica como en el diente y que acumula hasta un 39%.
23	PD Edgerley, 2019. <sup>60</sup>	In vitro	Estudiar el impacto de las preparaciones sobreesecadas antes de la cementación con un cemento de resina autoadhesivo y termociclado en la fractura de restauraciones de carillas oclusales de cerámica híbrida.	60 molares superiores, 3 grupos (n=20)	El termociclado de las muestras y el secado excesivo de las preparaciones no mostró una diferencia significativa en la resistencia al fallo. Sin embargo, los patrones de fractura indicaron más fracturas solo de carillas en condiciones desecadas, lo que sugiere una adhesión de la restauración comprometida.
24	Perez Torres, y cols 2009. <sup>61</sup>	In vitro	Comparar el efecto del espesor (0,4mm, 0,6mm, 0,8mm) de dos materiales cerámicos en la resistencia a la fractura para la fabricación de carillas oclusales (disilicato de litio IPS e-max press de Ivoclar vivadent, y silicato de litio Celtra Press de Dentsply).	60 premolares sanos, 6 grupos (n=10)	El disilicato de litio (IPS e.max Press - Ivoclar Vivadent) y el silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Press – Dentsply), se pueden considerar como una opción de tratamiento para hacer rehabilitación mínimamente invasiva. De acuerdo al tipo de fallas, se observa que a menor espesor del material (0,4 mm) se comporta mejor el silicato de litio y a mayor espesor (0,8 mm) el disilicato de litio, disminuyendo la probabilidad de falla de fractura vertical tanto del material como del diente.
25	HY Cárdenas Sallhue y cols 2019. <sup>62</sup>	<u>Reporte de Caso</u>	Describir un tratamiento conservador de mínima invasión con resinas compuestas.	1 paciente masculino de 73 años de edad	El tratamiento integral en pacientes con biocorrosión, con resinas compuestas en dientes e implantes, es una alternativa de tratamiento que simplifica los procedimientos clínicos, reduciendo costos, viabilidad clínica y de fácil mantenimiento en beneficio del paciente.
26	Risco y cols 2019. <sup>63</sup>	In vitro	Evaluar la microfiltración en incrustaciones de cerámico tipo table top cementadas con tres diferentes cementos.	En 36 terceros molares divididos en 3 grupos (n= 12),	Las restauraciones tipo table top el grado de microfiltración fue menor cuando se cementaron con resina termo plastificada (p= < 0,05) con una diferencia estadísticamente significativa respecto a los otros cementos. No existió diferencia en la microfiltración entre los cementos de resina de autograbado en relación al cemento de resina universal.
27	MA Ascanio Roa y cols 2019. <sup>64</sup>	In vitro	Evaluar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración de silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte- dentina en dientes premolares.	38 dientes premolares, divididos en 2 grupos (n=19), mas 6 de prueba piloto	Las carillas oclusales cementadas sobre dentina mostraron un menor registro en el tiempo de la fractura, pero no presento estadísticamente diferencias significativas que el cementado sobre esmalte. De acuerdo a la desviación standard no se puede tomar la decisión de cementar las carillas oclusales exclusivamente sobre un tejido evaluados en función de los variables tiempo y desplazamiento. Palabras claves: Comparación <i>in vitro</i> , Dientes premolares, Esmalte-dentina, Fuerzas compresivas, Resistencia, Silicato de litio, zirconio cementado
28	Paolo Baldissara y cols 2019. <sup>65</sup>	In vitro	Evaluar el efecto del grosor de la cerámica en la tasa de supervivencia y el patron de falla de las restauraciones de carillas de molares LD utilizando una máquina de prueba de fatiga simplificada	60 molares, divididos en tres grupos (n = 20)	Se observó daño progresivo en función del tiempo de ciclo. La supervivencia se vio significativamente influenciada por el grosor de la restauración (p = 0,002, prueba de rango logarítmico), y las restauraciones más gruesas mostraron una mayor tasa de supervivencia. Las restauraciones más delgadas (0,5 mm) mostraron una tasa de supervivencia significativamente menor que las restauraciones de 0,8 y 1,2 mm (p <0,016); no se observaron diferencias significativas entre las restauraciones de 0,8 y 1,2 mm.
29	JP Andrade 2018. <sup>66</sup>	In vitro	Evaluar la influencia de diferentes materiales de diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora (CAD / CAM) (IPS e.max CAD, Vita Enamic y Lava Ultimate) y espesores (0,6 mm y 1,5 mm) en la resistencia a la fractura de las carillas oclusales .	60 terceros molares, divididos en 6 grupos. (n=10)	Las fallas fueron predominantemente reparables. Las carillas oclusales de IPS e.max CAD, Vita Enamic y Lava Ultimate, con espesores de 0,6 mm y 1,5 mm, obtuvieron resistencias a la fractura similares a las asociadas a los dientes sanos.
30	TH Resende y cols 2018. <sup>63</sup>	Reporte de Caso	Informar a través de una rehabilitación de boca completa de un paciente con biocorrosión moderada.	1 paciente con biocorrosion	Los dientes anteriores superiores se restauraron mediante la técnica bilaminar (carillas de composite directas linguales con carillas de cerámica labial) y los dientes posteriores mediante carillas oclusales de cerámica ultra delgadas CAD-CAM.
31	S Aqlan y cols 2018. <sup>67</sup>	In vitro	Evalúe la resistencia a la fractura de carillas oclusales delgadas fabricadas con cerámica híbrida (Cerasmart).	12 primeros molares superiores (n=12)	Las carillas oclusales finas cerámicas híbridas con un espesor de (1,2 y 1,8 mm) pueden resistir las fuerzas masticatorias en la zona posterior, lo que proporciona un tratamiento conservador para el desgaste dental.
32	M Abdelhameed y cols 2018. <sup>68</sup>	In vitro	Evaluar el efecto de diferentes tipos de materiales cerámicos y diseños de preparación sobre la resistencia a la fractura de las carillas oclusales.	60 primeros molares superiores, divididos en 2 grupos (n=30)	Las carillas oclusales fabricadas con IPS e.max CAD, Lava Ultimate y Vita suprinity tienen una resistencia comparable y se pueden utilizar como tratamiento alternativo para la dentición muy desgastada. Además, ni el tipo de material ni el diseño de la preparación influyen en la resistencia a la fractura de las carillas oclusales.

33	Ipsa Singh y cols 2018. <sup>69</sup>	Reporte de Caso	Resaltar el concepto de carillas prefabricadas y dimensión vertical oclusal (OVD) y serie de casos clínicos utilizando el sistema de carillas prefabricadas edelweiss.	Se han presentado informes de casos tratados con un sistema de carillas de composite prefabricadas sinterizadas con láser.	La carilla prefabricada contribuye enormemente a la aplicación directa del composite, ayudando a un mayor número de nuestros pacientes a recibir restauraciones estéticas más conservadoras y asequibles.
34	Pascal Magne y cols 2010. <sup>70</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar y comparar la resistencia a la fatiga de las carillas oclusales posteriores de resina compuesta y cerámicas.	Treinta molares extraídos.	Las carillas oclusales posteriores hechas de resina compuesta tenían una resistencia a la fatiga significativamente mayor en comparación con IPS Empress CAD e IPS e.max CAD.
35	José Bahillo y cols 2014. <sup>71</sup>	Reporte de caso	Describir el procedimiento paso a paso de la rehabilitación de composite de boca completa con carillas y superposiciones de composite ultra finas de diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora (CAD / CAM) en un paciente joven con una combinación de erosión y desorden de desgaste.	Un paciente	El desarrollo de nuevos materiales, tecnologías y adhesivos dentales ha hecho posibles tratamientos alternativos mínimamente invasivos facilitando la preservación de los tejidos. El uso de técnicas adhesivas y composites en este paciente de muestra su potencial en el tratamiento del desgaste dental moderado y severo.
36	Andrew C. Johnson y cols 2014. <sup>72</sup>	<i>In vitro</i>	Determinar el efecto del tipo de material y el grosor de la restauración sobre la resistencia a la fractura de las carillas oclusales posteriores fabricadas con materiales compuestos (Paradigm MZ100) y cerámicos compuestos (Lava Ultimate) fresados por computadora.	60 molares superiores	La resistencia a la fractura de las restauraciones de carillas oclusales estuvo por encima de las fuerzas producidas por el sistema masticatorio humano.
37	Jonathon S. Egbert y cols 2015. <sup>73</sup>	<i>In vitro</i>	Comparó la resistencia a la fractura y los modos de falla de las carillas cerámicas híbridas o de composite oclusales ultra finas (0,3 mm).	60 molares superiores	La resistencia más alta se encontró con el material nanocerámico de resina (Vita Enamic).
38	Martin Sasse y cols 2015. <sup>27</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la influencia del grosor de la cerámica y el tipo de superficie de unión dental en la resistencia a la fractura de carillas oclusales no retentivas de cobertura total retenidas con adhesivo hechas de cerámica de silicato de litio.	62 molares	Los resultados sugieren utilizar un grosor de 0,7 a 1 mm para las restauraciones cerámicas de silicato de litio.
39	Majed Al-Akhali y cols 2019. <sup>74</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la influencia de la carga termodinámica en la durabilidad y el comportamiento de resistencia a la fractura de carillas oclusales fabricadas con diferentes materiales CAD / CAM dentales biomédicos.	64 premolares extraídos	Las carillas oclusales fabricadas con silicato de litio reforzado con zirconio registraron una mayor resistencia a la fractura que las fabricadas con cerámica infiltrada con polímero y resina de PMMA.
40	Christine Yazigi y cols 2018. <sup>75</sup>	<i>In vitro</i>	Evaluar la eficacia del sellado inmediato de la dentina y los efectos de diferentes protocolos de adhesión sobre la resistencia a la fractura de las carillas oclusales CAD / CAM unidas a la dentina expuesta.	96 premolares maxilares extraídos	Se obtuvo una resistencia a la fractura significativamente mayor de las restauraciones cuando se siguió el sellado inmediato de la dentina.
41	Jennifer Stephanie Ilompart y Ana Isabel Lopez 2018. <sup>76</sup>	<i>In vitro</i>	Comparar la microfiliación marginal de carillas oclusales de cerámico con diferentes terminaciones: hombro, chámfer y un grupo control sin.	33 dientes premolares	La distribución de la microfiliación fue mayor en el grupo con línea de terminación tipo hombro, mientras que el grupo de chámfer y sin línea de terminación fueron los que presentaron menor aumento de microfiliación.
42	F.O. Abu-Izze y cols 2018. <sup>77</sup>	<i>In vitro</i>	Investigar la vida de fatiga, los modos de falla y la distribución de la tensión de las restauraciones ultra finas parciales para dientes posteriores en diferentes cerámicas.	Sesenta preparaciones de mesa estándar en resina epoxi G10	Las restauraciones cerámicas delgadas de silicato de litio reforzadas con circonio presentaron menor resistencia a la fatiga en comparación con las restauraciones cerámicas híbridas de 1,0 mm de espesor (PIC).

## 1. DISCUSIÓN

### 4.1. Indicaciones de las carillas oclusales

La reducción progresiva del grosor del esmalte es una condición fisiológica resultante del proceso de envejecimiento que puede verse acelerado por procesos patológicos como son, la biocorrosión, erosión, bruxismo; que pueden generar una pérdida sustancial de la

estructura dental y a su vez pueden generar o no, una pérdida de la dimensión vertical oclusal.<sup>2,62</sup> La preservación de la estructura dental es importante para la odontología restauradora y es fundamental para mantener el equilibrio entre los parámetros biológicos, mecánicos, funcionales y estéticos.<sup>61</sup> Ya que el realizar un tratamiento invasivo se considera inapropiado porque se va a violar ese equilibrio biomecánico y comprometer el rendimiento de los dientes restaurados a lo largo plazo, por lo cual la literatura reporta múltiples estudios en los cuales se trae a colación el uso de carillas oclusales.<sup>70</sup>

La rehabilitación integral en pacientes con desgaste severo presenta un desafío para el clínico, ya que en la mayoría de casos se compromete seriamente la masticación, la estética y la pérdida de la dimensión vertical oclusal (DVO) y esto a su vez puede ocasionar una alteración del componente facial. El desgaste oclusal severo puede dar como resultado una patología pulpar, desarmonía oclusal, disfunción y la modificación y alteración de la estética.<sup>47,62</sup>

Actualmente los tratamientos para los pacientes con desgaste dental severo y lesiones erosivas avanzadas tienen un enfoque más conservador, mediante el uso de técnicas adhesivas aditivas, que permiten una reducción mínima de la estructura dental y puede ser la mejor alternativa, basado en procedimientos sencillos, con restauraciones parciales indirectas o directas, con cobertura parcial o total de cúspides, según el grado de destrucción que presente el diente por eso actualmente la odontología mínimamente invasiva es una alternativa viable.<sup>2,47</sup>

La reducción progresiva del grosor del esmalte es una condición fisiológica resultante del proceso de envejecimiento que puede verse acelerado por procesos patológicos como

son, la biocorrosión, erosión, bruxismo. Estos procesos patológicos pueden generar una pérdida sustancial de la estructura dental y a su vez una pérdida o no de la dimensión vertical oclusal.<sup>62</sup>

Actualmente los tratamientos para los pacientes con desgaste dental severo y lesiones erosivas avanzadas tienen un enfoque más conservador, mediante el uso de técnicas adhesivas aditivas, que permiten una reducción mínima de la estructura dental y por ende ayuda a mantener el equilibrio entre los parámetros biológicos, mecánicos, funcionales y estéticos. Ya que el realizar un tratamiento invasivo se pudiese considerar inapropiado debido a la violación de ese equilibrio biomecánico, lo que puede llevar a comprometer el rendimiento de los dientes restaurados a largo plazo.<sup>4,47,62</sup>

Pudiendo ser la mejor alternativa el tratamiento mínimamente invasivo, basado en procedimientos sencillos, con restauraciones parciales indirectas o directas, con cobertura parcial o total de cúspides, según el grado de destrucción que presente.<sup>61</sup>

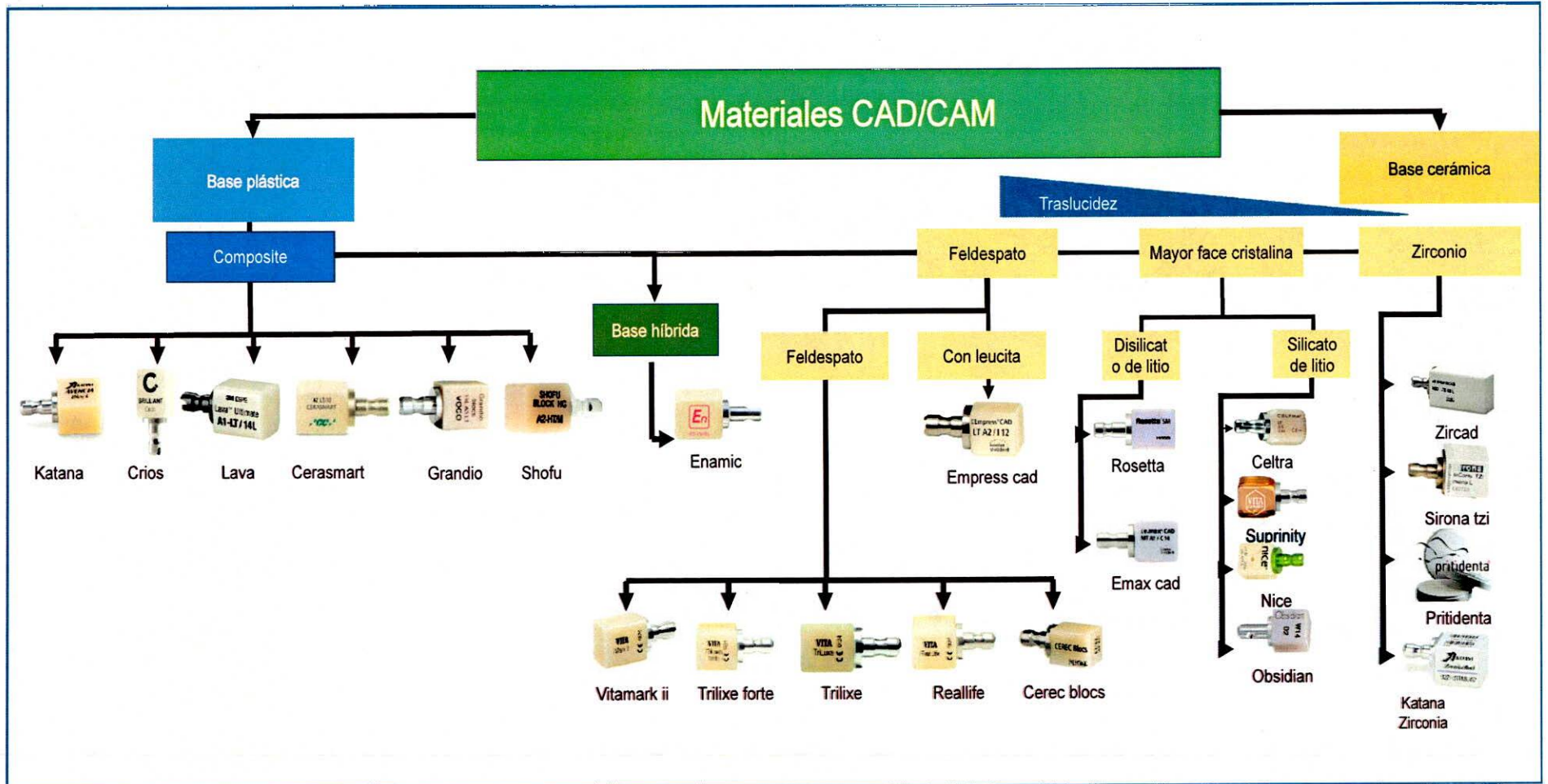
#### **4.2. Materiales utilizados para las carillas oclusales y su comportamiento mecánico.**

Actualmente hay una gran gama de materiales CAD-CAM utilizados para la fabricación de carillas oclusales, los cuales pueden generar confusión si no se tiene conocimiento adecuado<sup>51,72,79</sup>.

Estudios como el de Ioannidis y cols<sup>78</sup> 2020 en cual se realiza una comparación de materiales y técnicas de fabricación los autores reportan que los materiales como zirconio y disilicato de litio, demuestran una mejor tenacidad a la fractura y una mayor resistencia a la flexión en comparación con las cerámicas de vidrio convencionales. El zirconio

impreso en 3D (Fig.7), zirconio fresado y disilicato de litio prensado en restauraciones con unos espesores de 0,5 mm pueden soportar condiciones clínicas normales y se reporta que la resistencia a la flexión del zirconio impreso en 3D es de 800 MPa, el zirconio CAM presenta 700 MPa, mientras que para la cerámica de disilicato de litio prensado 470 MPa los que quiere decir que todas las capacidades de carga excedieron las fuerzas masticatorias normales clínicamente esperadas. En dos estudios Ioannidis y cols.<sup>83</sup>, 2018; Maeder y cols<sup>21</sup>. 2019 reportaron que las carillas oclusales de disilicato de litio de 1.0 mm demostraron valores de resistencia a la fractura no diferentes de las coronas convencionales. Sin embargo, cuando el espesor de la vitrocerámica de disilicato de litio fue disminuido a 0,5 mm, los valores de resistencia a la fractura fueron significativamente inferiores a la porcelana de corona convencionales de metal porcelana cuando las restauraciones se adhirieron a la dentina. Los autores reportan que, en restauraciones de espesor mínimo, se encontró que la capacidad de carga de las carillas oclusales onlay de disilicato de litio de 1,0 mm adheridas esmalte no era significativamente diferente de las carillas onlay en disilicato de litio de 1,4 mm de espesor 0,5 mm ese espesor mínimo no es ideal para la restauración en pacientes con fuerzas de carga elevadas, ya que la cerámica de disilicato de litio mostró grietas a 450.<sup>21</sup>

Figura 7. Clasificación de los materiales CAD/CAM



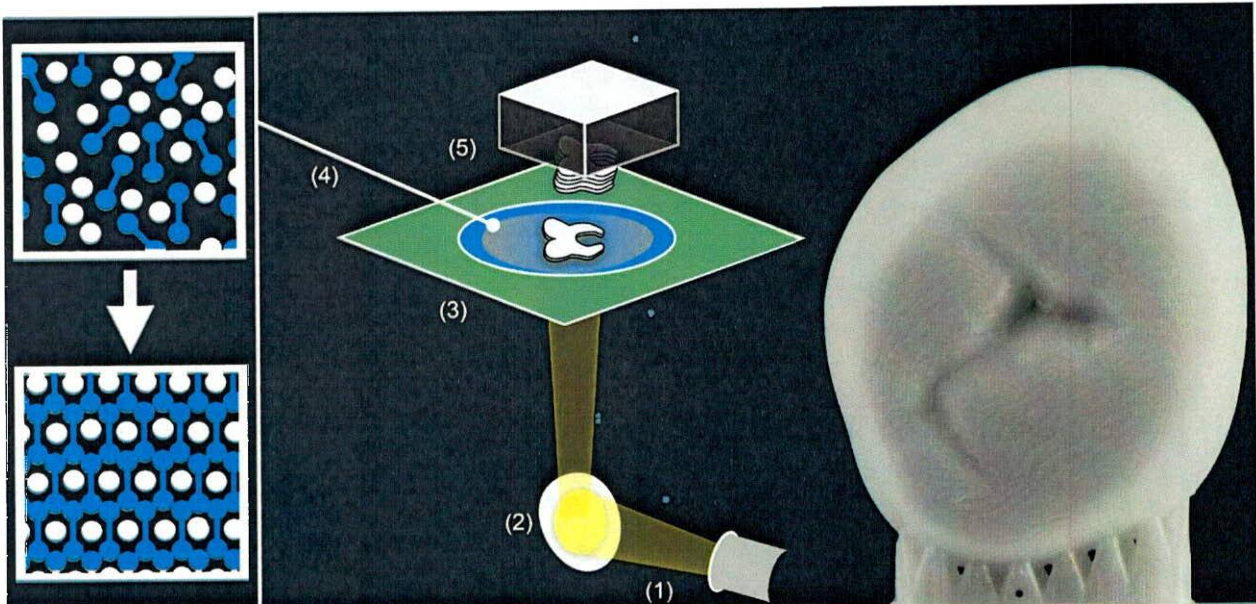


Fig.8. Dibujo esquemático de la impresora 3D, produciendo las carillas oclusales con el proceso de fabricación basado en litografía. En este proceso, la luz LED de 460 nm de longitud de onda (1) incide en un dispositivo de microespejo digital (2). En este dispositivo, los micro espejos se pueden colocar en una posición activada o desactivada. Activando o desactivando los espejos, la luz se puede transmitir selectivamente al recipiente (3). La tina se llena con una suspensión de polvo cerámico (símbolos blancos) dispersos en una mezcla de monómeros fotocurables (símbolos azules) (4). Cuando la luz incide en una solución rellena de cerámica, los monómeros se fotopolimerizan en una red tridimensional, que luego actúa como una jaula para el relleno cerámico (5). Plataforma de elevación de la impresión<sup>78</sup>. Tomado de: Ioannidis A, Bornze D, Hämmerle CHF, Hüslér J, Birrer O, Mühlemann S. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars. Dent Mater. 2020;36(4):109–16.

Lauvahutanon y cols.<sup>84</sup> 2014 reportan que el disilicato de litio tiene una resistencia a la flexión relativamente alta de casi 400 MPa y un valor de tenacidad a la fractura. En comparación, los bloques de resina compuesta (por ejemplo, Lava Ultimate) y los bloques de cerámica infiltrados con polímero (por ejemplo, Vita Enamic) las cuales tienen resistencias a la flexión de 200 MPa

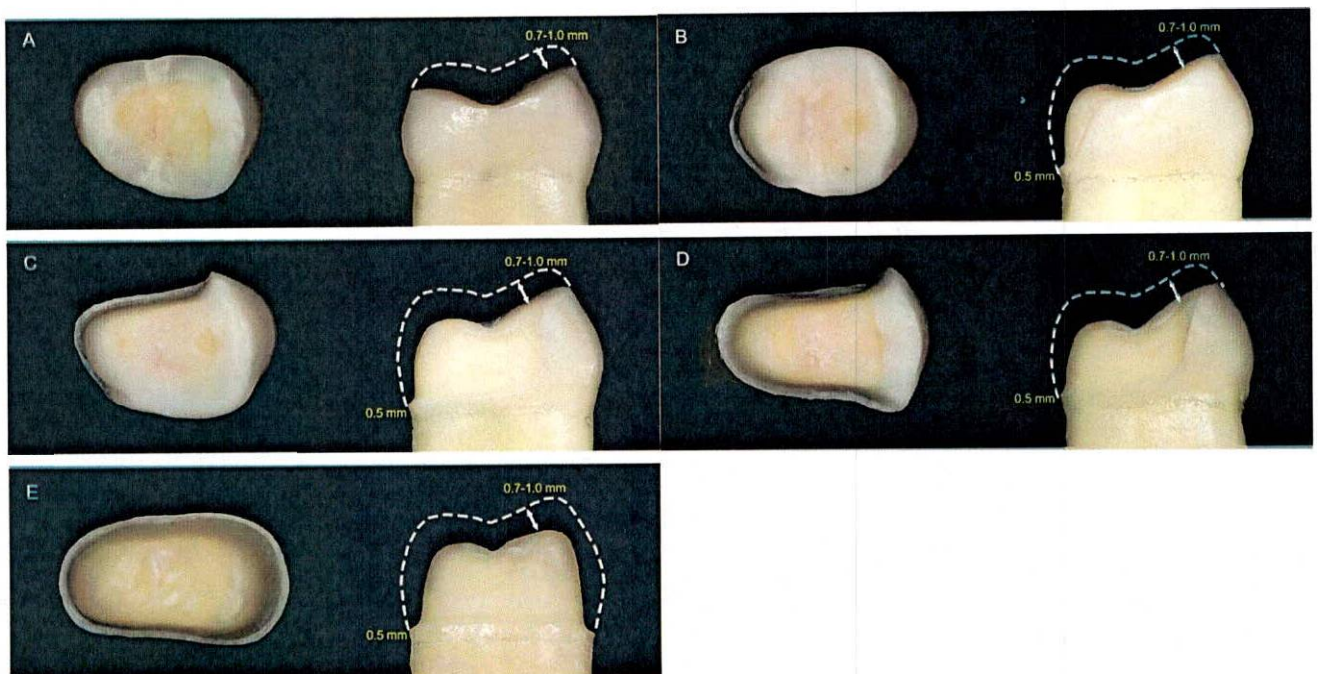
Magne y cols.<sup>70</sup>, 2010 y Schlichting y cols.<sup>2</sup>, 2011 en el cual evaluaron la resistencia a la fatiga de las carillas oclusales, las resinas compuestas CAD / CAM las cuales tuvieron una mayor resistencia a la fatiga en comparación con las vitrocerámicas. Esto podría

estar relacionado con la similitud relativa entre el módulo de elasticidad del material compuesto (aproximadamente 16- 20 GPa) y dentina (aproximadamente 17,7-29,8 GPa) Sasse y cols 2015<sup>27</sup>. Recomendaron espesores de 0,7–1,0 mm para las restauraciones cerámicas oclusales. Sin embargo, los autores reportan que era difícil controlar con precisión el espesor de la vitrocerámica de disilicato de litio pensable. Por lo cual Se intentó mantener el grosor de la cerámica utilizando matrices de silicona, cera y calibradores digitales. Sin embargo, Johnson y cols. Informó que no hay diferencias significativas en resistencias a la fractura de carillas oclusales con diferentes espesores (0,3, 0,6 y 1,0 mm). Por otro lado estudios muestran que espesores muy delgados menores a 0.5 suelen ser difíciles de fabricar y muestran una menor resistencia <sup>21</sup>.

En una revisión sistemática realizada por Albelasy y cols<sup>79</sup>, 2020, mostraron que las carillas oclusales de vitrocerámica con un espesor de 0,7-1,0 mm consiguió valores de resistencia superiores a los valores mínimos recomendados para la resistencia a la fractura en restauraciones posteriores la cuales que oscilan entre 500 y 700 N según Sasse y cols.<sup>27</sup> 2015, Estos resultados coincidieron con un estudio anterior de (Bakeman y cols.<sup>85</sup>, 2015) en el que la disminución del espesor cerámico a 1.0 no influyó resistencia a la fractura de restauraciones de cobertura parcial de cerámica posterior.

Otros autores como Huang y cols <sup>34</sup> , en el 2020 reportan que a medida que aumentó el número de paredes axiales restauradas, disminuyó la resistencia a la fractura y aumentó la tensión principal máxima en la restauración, Teniendo en cuenta que Clínicamente, las fuerzas de mordida normal varía de 222 a 445 N para el área de los premolares superiores. Durante la mordida, la fuerza oclusal alcanza hasta aproximadamente 800 N Considerando que la media de la carga de fractura para cada grupo fue de 1743,52 ±

425,78 N. siendo mayor que la fuerza de mordida normal, se puede esperar un buen desempeño clínico de las carillas tipo Oclusal:  $2153.54 \pm 405.68$  N, Ocluso-lingual:  $1998.99 \pm 432.43$ , Oclusal, lingual y proximal:  $1596.57 \pm 208.48$  Oclusal, lingual, mesial y distal:  $1540.04 \pm 364.81$  N y con preparaciones para corona completa:  $1428,43 \pm 172,37$  N (ver fig.4).



**Fig. 9.** Bocetos esquemáticos de diferentes diseños de preparación de dientes: (A) Preparación de dientes para carillas tipo O; (B) Preparación de dientes para carillas tipo OF; (C) Preparación de dientes para carillas tipo POF; (D) Preparación de dientes para carillas tipo POFP; (E) Preparación de dientes para corona de cobertura total.<sup>34</sup> Tomado de: Huang X, Zou L, Yao R, Wu S, Li Y. Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic occlusal veneers in maxillary premolars. *J Dent.* 2020;97(March):103346.

Lo cual concuerda con otros estudios reportados por la literatura que demuestran que los valores de resistencia a la fractura de los materiales, parecen exceder las fuerzas de masticación las cuales varían entre según Angerame<sup>80</sup> MD 585 N -880 N, por otra parte Zhang<sup>37</sup> reporta que esas fuerzas de mordida en el sector posterior en adultos varía entre 300 N a 800 N.

**Tabla 6.** Tabla de resistencia a fractura de los materiales dentales según espesor.

<i>Material</i>	<i>Espesor (Mm)</i>	<i>Resistencia A La Fractura</i> <i>(Estudios)</i>
EMAX CAD (Disilicato de Litio)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema autograbador, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 806.1 ±186.9 N, después del termociclado 470.8 ±428.2 N. (Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
EMAX CAD (Disilicato de Litio)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema de grabado y lavado, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 1,408.8 ±215.8 N, después del termociclado 1,545 ±175.2 N. ((Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
Vita suprinity® PC (ZLS)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema Autograbador, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 684 ±90 N, después del termociclado 663.8 ±482.7 N. ((Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
Vita suprinity® PC (ZLS)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema de grabado y lavado, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 1,076.8 ±324.9 N, después del termociclado 1,667.5 ±189.1 N. (Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema Autograbador, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 767.1 ±130.9 N, después del termociclado 349.9 ±350.5 N. ((Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema de grabado y lavado, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 1,018.5 ±155.5 N, después del termociclado 1,321 ±269.1 N. ((Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
Telio CAD; (PMMA,Ivoclar Vivadent AG)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema Autograbador, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 897.5 ±164 N, después del termociclado 462 ±390.8 N. (Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
Telio CAD; (PMMA,Ivoclar Vivadent AG)	0.5 en Fisuras y 0.8 en cúspide	Utilizando un sistema de grabado y lavado, mostro una fuerza máxima antes de la fractura, sin termociclado 974.5 ±208.4 N, después del termociclado 1,232.5 ±223.1 N. ((Al-Akhali <sup>56</sup> 2019)
EMAX CAD (Disilicato de Litio)	0.6 mm	Mostro resistencia a la fractura de 3067 ± 933 N. (Andrade, et aall. <sup>66</sup> 2018)
EMAX CAD (Disilicato de Litio)	1.5 mm	Mostro resistencia a la fractura de 4995 ± 855 N. (Andrade, y cols. <sup>66</sup> 2018)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.6 mm	Mostro resistencia a la fractura de 2973 ± 635 N. ((Andrade, y cols. <sup>66</sup> 2018)

Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	1.5 mm	Mostro resistencia a la fractura de 3540 ± 986 N. (Andrade, y cols. <sup>66</sup> 2018)
Lava Ultimate (3M Resina Compuesta)	0.6 mm	Mostro resistencia a la fractura de 3384 ± 922 N. ((Andrade, y cols. <sup>66</sup> 2018)
Lava Ultimate (3M Resina Compuesta)	1.5 mm	Mostro resistencia a la fractura de 3584 ± 954 N. ((Andrade, y cols. <sup>66</sup> 2018)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.3 mm	Cementada correctamente, sin termociclado mostro falla a la carga de 1672 ± 585 N. (Edgerley, y cols <sup>60</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.3 mm	Cementada correctamente, después de termociclado mostro falla a la carga de 1672 ± 585 N. (Edgerley, y cols <sup>60</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.3 mm	Preparación reseca al momento de cementar, después de termociclado mostro falla a la carga de 1586 ± 711 N. (Edgerley, y cols <sup>60</sup> 2019)
Zirconio Translucido (Vita YZ HT)	0.5 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 1425 ± 359 N, y la capacidad de carga máxima fue de 2382 ± 228 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
Zirconio Translucido (Vita YZ HT)	1.0 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 2135 ± 245 N, y la capacidad de carga máxima fue de 2483 ± 23 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
IPS e.max Press. (Disilicato de Litio)	0.5 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 845 ± 320 N, y la capacidad de carga máxima fue de 1191 ± 382 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
IPS e.max Press. (Disilicato de Litio)	1.0 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 1690 ± 580 N, y la capacidad de carga máxima fue de 1851 ± 631 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.5 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 1415 ± 569 N, y la capacidad de carga máxima fue de 1981 ± 617 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	1.0 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 1590 ± 542 N, y la capacidad de carga máxima fue de 2239 ± 493 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
Lava Ultimate (3M Resina Compuesta)	0.5 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 1752 ± 695 N, y la capacidad de carga máxima fue de 2092 ± 439 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
Lava Ultimate (3M Resina Compuesta)	1.0 mm	La fuerza requerida para agrietar el material fue de 2160 ± 306 N, y la capacidad de carga máxima fue de 2328 ± 288 N. (Maeder, <sup>21</sup> 2019)
EMAX CAD (Disilicato de Litio)	0.5 mm	Presentó una resistencia a la fractura de 31,98 Mpa. (Poortere Gómez y cols <sup>86</sup> 2019)
Vita ENAMIC (Cerámica Híbrida)	0.5 mm	Presentó una resistencia a la fractura de 20,1 Mpa. (Poortere Gómez y cols <sup>86</sup> 2019)
Vita suprinity® PC (ZLS)	0.5 mm	Presentó una resistencia a la fractura de 19,5 Mpa. (Poortere Gómez y cols <sup>86</sup> 2019)
EMAX PRESS (Disilicato de Litio)	0.7 a 1.0	Espesores recomendados para lograr resistencia (Sasse y cols., <sup>27</sup> 2015).
Celtra Duo (Silicato de litio reforzado con zirconio con zirconio)	2.0	Mostraron grietas a los 826.6 N (Ascanio y cols, <sup>64</sup> 2019)
Cerasmart, GC (Resina Compuesta, Nano Cerámica)	1.2 en fisura y 1.8 en cúspide	Mostraron grietas con un valor medio 1743.7 N (Aqlan y cols <sup>67</sup> 2018)

IPS e.max CAD (E)	1.0 (Sin Ferrule)	Mostraron grietas con un valor medio $1730.0 \pm 367.2$ N (Abdelhameed y cols <sup>68</sup> 2018)
Lava™ Ultimate CAD/CAM (L)	1.0 (Sin Ferrule)	Mostraron grietas con un valor medio $1785.6 \pm 604.1$ N (Abdelhameed y cols <sup>68</sup> 2018)
Vita suprinity® PC (ZLS)	1.0 (Sin Ferrule)	Mostraron grietas con un valor medio $1860.5 \pm 354.6$ N ((Abdelhameed y cols <sup>68</sup> 2018)
IPS e.max CAD (E)	1.0 (Ferrule)	Mostraron grietas con un valor medio $2082.2 \pm 310.6$ N (Abdelhameed y cols <sup>68</sup> 2018)
Lava™ Ultimate CAD/CAM (L)	1.0 (Ferrule)	Mostraron grietas con un valor medio $1752.4 \pm 654.8$ N (Abdelhameed y cols <sup>68</sup> 2018)
Vita suprinity® PC (ZLS)	1.0 (Ferrule)	Mostraron grietas con un valor medio $1750.5 \pm 435.1$ N (Abdelhameed y cols <sup>68</sup> 2018)
3D-zirconio impreso (Lithoz)	0.5mm (dentina)	Presentó una capacidad a la carga de $1'928 \pm 396$ N (Ioannidis y cols <sup>78</sup> 2020)
CAM: milled zirconio (Ceramill Zolid FX)	0.5mm (dentina)	Presentó una capacidad a la carga de $1'635 \pm 410$ (Ioannidis y cols <sup>78</sup> 2020)
Disilicato de Litio Prensado (IPS e.max Press).	0.5mm (dentina)	Presentó una capacidad a la carga de $1'614 \pm 422$ . (Ioannidis y cols <sup>78</sup> 2020)
RNC: resin nano-ceramic	0.5 mm	Mostrando una media de $1941 \pm 631$ N de resistencia a la fractura. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
RNC: resin nano-ceramic	1.0 mm	Mostrando una media de $2274 \pm 455$ N de resistencia a la fractura (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
PIC: polymer- infiltrated ceramic	0.5 mm	Mostrando una media de $1952 \pm 730$ N de resistencia a la fractura. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
PIC: polymer- infiltrated ceramic	1.0 mm	Mostrando una media de $1839 \pm 779$ N de resistencia ala fractura. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
ZIR: zirconio	0.5 mm	No pudieron ser fabricadas. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
ZIR: zirconio	1.0 mm	Mostraron una media de $2256 \pm 265$ N de resistencia a la fractura. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
LDC (press): lithium disilicate glass ceramic	0.5	Mostraron una media de $1178 \pm 588$ N de resistencia a la fractura. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
LDC (press): lithium disilicate glass ceramic	1.0	Mostraron una media de $1530 \pm 440$ N de resistencia a la fractura. (Ioannidis y cols. <sup>83</sup> 2019)
RNC: resin nano-ceramic	0.6 mm	Mostraron una media de $3384 \pm 922$ N de resistencia a la fractura. (Andrade y cols. <sup>66</sup> 2018)
RNC: resin nano-ceramic	1.5 mm	Mostraron una media de $3584 \pm 954$ N de resistencia a la fractura. (Andrade y cols. <sup>66</sup> 2018)

PIC: polymer- infiltrated ceramic	0.6 mm	Mostraron una media de $2973 \pm 635$ N de resistencia a la fractura. (Andrade y cols. <sup>66</sup> 2018)
PIC: polymer- infiltrated ceramic	1.5 mm	Mostraron una media de $3540 \pm 986$ N de resistencia a la fractura. (Andrade y cols. <sup>66</sup> 2018)
LDC (milling) lithium disilicate glass ceramic	0.6 mm	Mostraron una media de $3067 \pm 933$ N de resistencia a la fractura. (Andrade y cols. <sup>66</sup> 2018)
LDC (milling) lithium disilicate glass ceramic	1.5 mm	Mostraron una media de $4995 \pm 855$ N de resistencia a la fractura. (Andrade y cols. <sup>66</sup> 2018)
RNC: resin nano-ceramic	0.3 mm	Mostraron una media de $2078 \pm 605$ de resistencia a la fractura. (Johnson y cols. <sup>72</sup> 2014)
RNC: resin nano-ceramic	0.6 mm	Mostraron una media de $2141 \pm 473$ de resistencia a la fractura. (Johnson y cols. <sup>72</sup> 2014)
RNC: resin nano-ceramic	1.0 mm	Mostraron una media de $2115 \pm 462$ de resistencia a la fractura. (Johnson y cols. <sup>72</sup> 2014)
RC: resin composite	0.3 mm	Mostraron una media de $1620 \pm 433$ de resistencia a la fractura. (Johnson y cols. <sup>72</sup> 2014)
RC: resin composite	0.6 mm	Mostraron una media de $1830 \pm 501$ de resistencia a la fractura. (Johnson y cols. <sup>72</sup> 2014)
RC: resin composite	1.0 mm	Mostraron una media de $\pm 704$ de resistencia a la fractura. (Johnson y cols. <sup>72</sup> 2014)
Disilicato de litio CAD / CAM. (IPS e.max CAD)	1.0	Carga máxima a la fractura de la carilla oclusal de cobertura total fue de $2395.01 \pm 150.96$ N (Angerame y cols, <sup>80</sup> 2018)
Disilicato de litio CAD / CAM. (IPS e.max CAD)	1.0	Carga máxima a la fractura de la carilla oclusal con una reducción de la cúspide de 1 mm fue de $2408.39 \pm 112.66$ N (Angerame y cols, <sup>80</sup> 2018)
Disilicato de litio. (IPS e.max Press)	0,5-1,0 mm en las paredes axiales, 0,7-1,0 mm en la superficie oclusal	Cuando se realizaron reducciones solo en oclusal se obtuvo: $2153.54 \pm 405.68$ N, (Huang X, y cols, <sup>34</sup> 2020)
Disilicato de litio. (IPS e.max Press)	0,5-1,0 mm en las paredes axiales, 0,7-1,0 mm en la superficie oclusal	Preparaciones de cobertura ocluso-lingual presentaron una resistencia a la fractura $998.99 \pm 432.43$ N, (Huang X, y cols, <sup>34</sup> 2020)
Disilicato de litio. (IPS e.max Press)	0,5-1,0 mm en las paredes axiales, 0,7-1,0 mm en la superficie oclusal	Preparaciones de cobertura oclusal, lingual y proximal presentaron una resistencia a la fractura $1596.57 \pm 208.48$ N, (Huang X, y cols, <sup>34</sup> 2020)
Disilicato de litio. (IPS e.max Press)	0,5-1,0 mm en las paredes axiales, 0,7-1,0 mm en la superficie oclusal	Preparaciones de cobertura oclusal, lingual, mesial y distal presentaron una resistencia a la fractura de $1540.04 \pm 364.81$ N, (Huang X, y cols, <sup>34</sup> 2020)
Disilicato de litio. (IPS e.max Press)	0,5-1,0 mm en las paredes axiales, 0,7-1,0 mm en la superficie oclusal	Preparaciones de cobertura corona completa presentaron una resistencia a la fractura de $1428,43 \pm 172,37$ N, (Huang X, y cols, <sup>34</sup> 2020)
Disilicato de litio. (IPS e.max Press)	0,5-1,0 mm en las paredes axiales, 0,7-1,0 mm en la superficie oclusal	La carga media de fractura de todas las restauraciones fue de $1743,52 \pm 425,78$ N, (Huang X, y cols, <sup>34</sup> 2020)

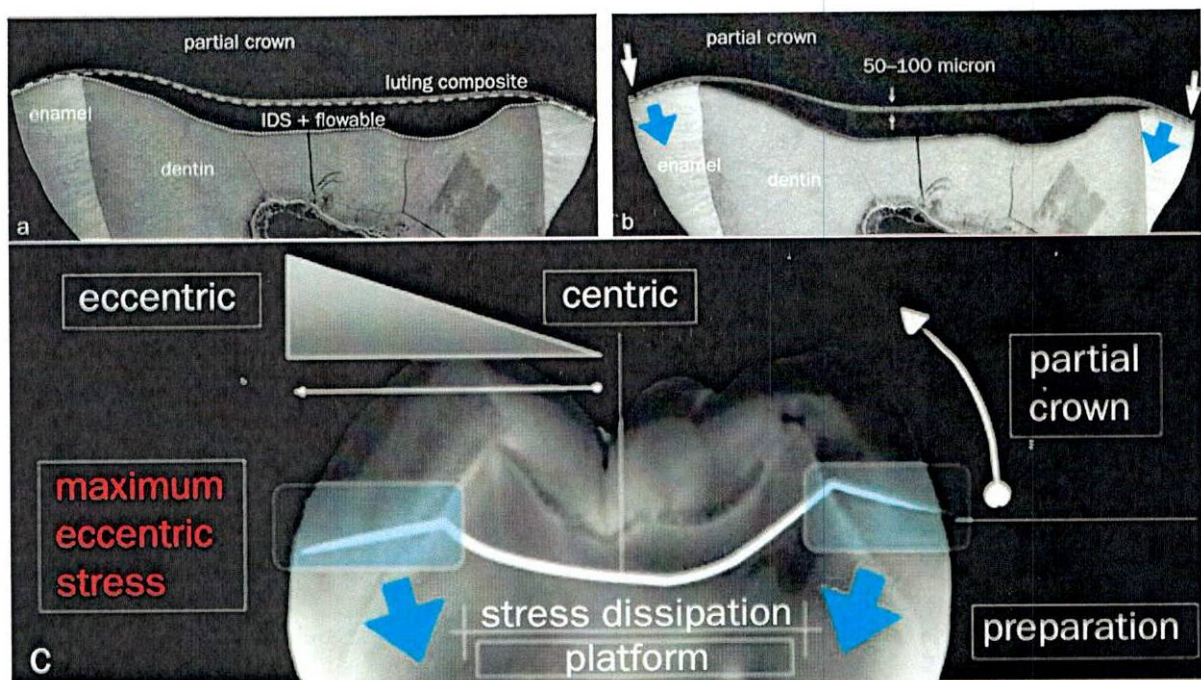
(PIC) cerámica híbrida	0.5	Se observó fractura a los 450 N después de 5000 ciclos, (Abu-lzze F.O y cols <sup>77</sup> 2018)
(ZLS) cerámica silicato de litio reforzado con zirconio	1.0 mm	Se observó fractura a los 450 N, (Abu-lzze F.O y cols <sup>77</sup> 2018)
Lava Ultimate (3M ESPE), CAD/CAM composite	0.3 mm	Presentó una capacidad a la carga de 2416 ± 640 N, (Egbert y cols <sup>73</sup> 2015)
Paradigm MZ100 (3M ESPE), Resina nanocerámica.	0.3 mm	Presentó una capacidad a la carga de 1752 ± 676 N, (Egbert y cols <sup>73</sup> 2015)
Vita Enamic (Vident, Brea, CA) cerámica Híbrida	0.3 mm	Presentó una capacidad a la carga de 1777 ± 697 N, (Egbert y cols <sup>73</sup> 2015)
Paradigm MZ100	0,3mm	Se observó una carga media a la fractura de 1620 433 N, (Johnson AC, y cols <sup>72</sup> 2014)
Paradigm MZ100	0,6 mm	Se observó una carga media a la fractura de 1830 N, (Johnson AC, y cols <sup>72</sup> 2014)
Paradigm MZ100	1.0 mm	Se observó una carga media a la fractura de 2027 N, (Johnson AC, y cols <sup>72</sup> 2014)
Lava Ultimate	0,3mm	Se observó una carga media a la fractura de 2078 605 N, (Johnson AC, y cols <sup>72</sup> 2014)
Lava Ultimate	0,6 mm	Se observó una carga media a la fractura de 2141 N, (Johnson AC, y cols <sup>72</sup> 2014)
Lava Ultimate	1,0 mm	Se observó una carga media a la fractura de 2115 N, Johnson AC, y cols <sup>72</sup> 2014)
Cerámica de leucita Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	0,6 mm, 1,2 mm	El promedio para la carga fue de 800N a 87.089 ciclos, (Schlichting LH,y cols <sup>2</sup> 2011)
Disilicato de litio e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG)	0,6 mm, 1,2 mm	El promedio para la carga fue de 800N a 87.089 ciclos, (Schlichting LH,y cols <sup>2</sup> 2011)
Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn)	0,6 mm, 1,2 mm	El promedio para la carga fue de 800N a 87.089 ciclos, (Schlichting LH,y cols <sup>2</sup> 2011)
Bloques experimentales XR (reforzados con fibras cortas de polietileno) (Kerr Corp)	0,6 mm, 1,2 mm	El promedio para la carga fue de 800N a 87.089 ciclos, (Schlichting LH,y cols <sup>2</sup> 2011)
Vita Enamic (Híbrida cerámica-composite)	0.3	Presentó una resistencia a la fractura de 890 N, (Ahmed S. Abd El Shakour <sup>50</sup> 2020 )

Vita Enamic (Híbrida cerámica- composite)	0.6	Presentó una resistencia a la fractura de 899 N, (Ahmed S. Abd El Shakour <sup>50</sup> 2020 )
Lava Ultimate (composite)	0.3	Presentó una resistencia a la fractura de 958 N, Ahmed S. Abd El Shakour <sup>50</sup> 2020 )
Lava Ultimate (composite)	0.6	Presentó una resistencia a la fractura de 1035 N, (Ahmed S. Abd El Shakour <sup>50</sup> 2020 )
IPS E.max (Disilicato)	1.0	Presentó una resistencia a la fractura de 518 N, (Zeinab N. Emam <sup>51</sup> 2020).
Vita enamic (Híbrida)	1.0	Presentó una resistencia a la fractura de 817.3 N, (Zeinab N. Emam <sup>51</sup> 2020).
Brilliant (composite)	1.0	Presentó una resistencia a la fractura de 1033 N, (Zeinab N. Emam <sup>51</sup> 2020).
Vita Enamic (cerámica híbrida)	0.3	Presentaron una media de resistencia a la fractura de 706.5±93.3 N, Tiene una supervivencia cuestionable en el ambiente oral, (Hanaa Saber Rabeae <sup>52</sup> 2020).
IPS E.max (disilicato)	0.3	Presentaron una media de resistencia a la fractura de 706.5±93.3 N, Tiene una supervivencia cuestionable en el ambiente oral, (Hanaa Saber Rabeae <sup>52</sup> 2020).
Vita Enamic (cerámica híbrida)	0.6	Presentaron una media de resistencia a la fractura de 1147.8±188.1 N, (Hanaa Saber Rabeae <sup>52</sup> 2020)
IPS E.max (disilicato)	0.6	Presentaron una media de resistencia a la fractura de 1147.8±188.1 N, (Hanaa Saber Rabeae <sup>52</sup> 2020)

### 4.3. Preparaciones

Huang X y cols,<sup>34</sup> 2020 evaluaron cuatro diseños diferentes de preparación de carillas oclusales no retentivas Oclusal, Ocluso-lingual, Oclusal, lingual y proximal, Oclusal, lingual, mesial y distal Corona completa y una restauración de cerámica de corona completa convencional. Se compararon los resultados de las pruebas de resistencia a la fractura para los diferentes diseños y la influencia del diseño de la preparación en la tensión de las restauraciones, de acuerdo con los resultados reportados por este estudio dice que a medida que aumentó el número de paredes axiales restauradas, disminuyó la resistencia a la fractura y la tensión principal máxima en la restauración se aumenta. Sin embargo, los cuatro tipos diferentes de carillas mostraron mejor rendimiento que la corona convencional. De manera similar ocurre en otros estudios, que muestran que, al

seccionar los prismas de esmalte de forma oblicua, las tensiones se reubicarán principalmente de forma centrífuga dentro del diente, no fuera del diente. La restauración tendrá el soporte más estable en las áreas donde se concentra la máxima tensión excéntrica, mostrando que el resultado de una preparación que esta rodeada un collar de esmalte con biseles externos tienen una mejor redirección de las fuerzas oclusales sobre el eje longitudinal del diente, lo que parece tener un mejor comportamiento biomecánico (ver fig.10).<sup>7,51,53,54</sup>



**Fig.10.** Fotografías en microscopia electrónica de barrido del complejo de cerámica-composite de fijación de restauración-diente que muestran los cuatro requisitos del diseño de la preparación del diente. **(1)** El área de preparación (línea blanca de puntos pequeños) debe ser anti frágil, ya que, durante la oclusión y la articulación, las fuerzas oclusales activas y no funcionales se concentran principalmente en la mitad inferior del diente. **(2)** La superficie preparada debe ser lisa sin transiciones abruptas para disminuir la concentración de la tensión en el complejo de resina-cementación-diente. **(3)** Después de la aplicación de SID (sellado inmediato de la dentina) y el bloqueo de los cortes con un compuesto fluido, se crea un área de disipación de tensión (línea blanca de puntos largos). Esto significa que las fuerzas, absorbidas por la restauración, se transfieren de la manera más favorable a la interfaz adhesiva y al diente, convirtiendo la tensión de tracción en la cerámica y en la interfaz tanto como sea posible en tensión de compresión. **(4)** Los márgenes de la preparación estén definidos con precisión y que la preparación permita el

mejor ajuste posible interno y marginal de la restauración parcial de cerámica. El área de cementación varía entre 50 y 100  $\mu\text{m}$  (pequeñas flechas blancas). Idealmente, los márgenes de la preparación se encuentran en el esmalte (flechas blancas grandes), aunque esto está determinado por la extensión de la lesión. Los prismas de esmalte deben cortarse oblicuamente para garantizar la máxima fuerza de unión y crear una estabilidad mecánica óptima para la restauración (flechas azules). <sup>7</sup> *Tomado de: Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive bonded ceramic partial crowns: Concept and simplified protocol for long-lasting dental restorations. J Adhes Dent. 2018;20(6):495–510.*

También se ha descrito que el tipo de preparación y el tratamiento del sustrato dental juega un papel fundamental en la adaptación marginal y longevidad de las carillas oclusales.<sup>27,48</sup> Siendo así, se obtuvo una resistencia a la fractura significativamente mayor para las carillas oclusales de vitrocerámica cuando se realizó el sellado inmediato de la dentina, independientemente del protocolo de grabado previo a la cementación (grabado total o autograbado). Proporcionando un sustrato más favorable para la adhesión.<sup>70,79</sup> La adaptación marginal de la restauración es uno de los factores más importantes para la supervivencia de las restauraciones, con el fin de prevenir la disolución del cemento y la microfiltración.<sup>48</sup> Por lo tanto esta fuertemente influenciado cuando se rehabilita con un material compuesto (PINC y resinas indirectas CAD/CAM), dado que cuando se exponen a medios orales con pH bajos, los rellenos inorgánicos tienden a caerse del material de resina y los componentes de matriz se descomponen lo que conduce grietas en la interfaz de resina-relleno produciendo debilitamiento del material<sup>48,63,80</sup>. Con los recientes avances en tecnologías de sistema CAD / CAM el ajuste marginal debe ser considerado más preciso dentro los parámetros clínicamente aceptable<sup>55</sup>. El estudio de Hassan Abo-Eittah y cols<sup>48</sup> 2020 los cuales consideraron aceptados clínicamente de acuerdo con los valores informados de muchos estudios que mostró que casi el 94,9% de los valores medidos en la literatura eran menores o iguales a 120  $\mu\text{m}$ .

Angerame y cols<sup>80</sup>, 2019 reportan en su estudio que las carillas oclusales con preparaciones dentales con margen de hombro redondeado de 90 ° mostró una media del espacio marginal de  $103,83 \pm 54,97 \mu\text{m}$ , mientras que el diseño de preparación conservadora con chamfer marginal fue de  $120,43 \pm 58,92 \mu\text{m}$ . La diferencia entre los dos diseños de preparación en términos de ajuste marginal no fue significativa en ningún momento del estudio. Comparado con el estudio de Falahchai y cols, muestran mayores valores de adaptación marginal  $71.59 \pm 14.60$  cuando se realiza una reducción anatómica como preparación.<sup>54</sup>

Edgerley<sup>60</sup> 2019 menciona que dentro de los factores que pueden influenciar la adhesión de las restauraciones y así mismo su comportamiento mecánico y la resistencia a la fractura es el sustrato dental, ya que en estudios reportados se encuentra que las superficies de dentina húmedas y dentina reseca comprometen la fuerza adhesiva y esto se debe a que el secar demasiado la preparación causa diferencias significativas en los patrones de fractura. Se puede esperar que una restauración con mala adherencia tenga más probabilidades de fracturarse sin despegar la estructura del diente, ya que el cemento en este caso sería el eslabón más débil. Por otro lado, las uniones fuertes serían más propensas a llevarse consigo la estructura del diente cuando ocurre una falla estructural o catastrófica de la restauración.

## **2. CONCLUSIONES**

Los resultados de esta revisión narrativa sugieren que dependiendo de la situación clínica así mismo será la selección del material y su preparación, teniendo en cuenta que en pacientes con biocorrosión una cerámica vítrea se comportará mejor a lo largo del tiempo generando una menor microfiltración en pH ácidos.

Independientemente del material es recomendado manejar espesores de 0.7 y 1.0mm ya que estos conducen a una resistencia a la fractura significativamente mayor.

Sin embargo, para que la misma restauración sea duradera a largo plazo debe de existir sinergia entre los componentes del complejo restaurador.

## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Johnson AC, Versluis PhDb A, Tantbirojn DDS D, Ahuja BDS S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res.* 2014;58(2):107–14.
2. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):217–26.
3. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater.* 2012;28(7):777–82.
4. Schlichting LH, Resende TH, Reis KR, Magne P. Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):474–82.
5. Yazigi C, Kern M, Chaar MS. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;75:504–11.
6. Kim JH, Cho BH, Lee JH, Kwon SJ, Yi YA, Shin Y, et al. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand.* 2014;73(2):107–13.
7. Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive bonded ceramic partial crowns: Concept and simplified protocol for long-lasting dental restorations. *J Adhes Dent.* 2018;20(6):495–510.
8. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):e1–105.
9. Rábago J, Tello A. Carillas de porcelana como solución estética en dientes anteriores: informe de doce casos. *Rcoe.* 2005;10:273–82.
10. Baumgarten A. Patent Office United States. 1930;7(486):918.
11. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Med Chem.* 1987;30(10):849–53.
12. Rochette A. Fixed partial dentures and operative dentistry. *J Freshw Ecol.* 1998;13(1):115–28.
13. Matsumura H, Leinfelder KF. Effect of an adhesive primer on the integrity of occlusal veneer-metal interface and wear of composite resin veneered restorations. 70:4–7.
14. O'Neal SJ. Clinical Evaluation of Dentacolor as a Posterior Veneering Agent. *Hematol Malig.* 2015;6:95–106.
15. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(2):204–30.
16. Felden A, Schmalz G, Hiller KA. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 2000;4(4):199–205.
17. Fuzzi M, Rappelli G. Survival rate of ceramic inlays. *J Dent.* 1998;26(7):623–6.

18. Schulz P, Johansson A, Arvidson K. A retrospective study of Mirage ceramic inlays over up to 9 years. *Int J Prosthodont*. 2003;16(5):510–4.
19. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays. *J Dent Res*. 2016;95(9):985–94.
20. McLaren EA, Figueira J, Goldstein RE. Vonlays: a conservative esthetic alternative to full-coverage crowns. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(4).
21. Maeder M, Pasic P, Ender A, Özcan M, Benic GI, Ioannidis A. Load-bearing capacities of ultra-thin occlusal veneers bonded to dentin. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;95(January):165–71.
22. Anusavice K, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. Vol. 369, *Journal of Petrology*. 2013. 1689–1699 p.
23. McLean J. The Science and Art of Dental Ceramics. En: *The Science and Art of Dental Ceramics*. 1a Edición. Deutschland: Quintessenz Verlags-GmbH; 1979. p. 76180.
24. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):797–819.
25. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):545–51.
26. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. 2008;5(6):729–45.
27. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater*. 2015;31(8):907–15.
28. Veneziani M. Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach. *Eur J Esthet Dent*. 2010;5(1):50–76.
29. Rocca GT, Ommaso, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(3):392–413.
30. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989;15(11):512–6.
31. Polesel A. Il restauro conservativo del dente singolo posteriore trattato endodonticamente. *G Ital Endod*. 2011;25(1):3–21.
32. Edelhoff D, Ahlers MO. Occlusal onlays as a modern treatment concept for the reconstruction of severely worn occlusal surfaces. *Quintessence Int (Berl)*. 2018;49(7):521–33.
33. Calamita M, Coachman C, Sesma N, Kois J. Occlusal vertical dimension: treatment planning decisions and management considerations. *Int J Esthet Dent*. 2019;14(2):166–81.
34. Huang X, Zou L, Yao R, Wu S, Li Y. Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic occlusal veneers in maxillary premolars. *J Dent*. 2020;97(April):103346.
35. Ioannidis A, Bomze D, Hämmerle CHF, Hüsler J, Birrer O, Mühlemann S. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-

thin occlusal veneers on molars. *Dent Mater.* 2020;36(4):e109–16.

36. Assaf C, Fahd JC, Sabbagh J. Four- Year Follow- up of Increased Vertical Dimension of Occlusion using Resin. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017;8(5):71–81.
37. Zhang H, Lv P, Du W, Jiang T. Comparison of Fracture Load and Surface Wear of Microhybrid Composite and Ceramic Occlusal Veneers. *J Prosthodont.* 2020;00:1–7.
38. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo Wear of Human Enamel. *J Dent Res.* 1989;68(12):1752–4.
39. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito J-M. Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear. *Br Dent J.* 2012;212(1):17–27.
40. Wetselaar P, Lobbezoo F. The tooth wear evaluation system: A modular clinical guideline for the diagnosis and management planning of worn dentitions. *J Oral Rehabil.* 2016;43(1):69–80.
41. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil.* 2018;45(11):837–44.
42. Cepeda A. El desgaste severo en odontología: revision narrativa de la literatura. 2015;105.
43. Resende T, Reis K, Schlichting L, Magne P. Ultrathin CAD-CAM Ceramic Occlusal Veneers and Anterior Bilaminar Veneers for the Treatment of Moderate Dental Biocorrosion: A 1.5-Year Follow-Up. *Oper Dent.* 2018;43(4):337–46.
44. Soares P.V. & Grippo J.O. Non carious Cervical Lesions and Cervical Dentin Hypersensitivity: Etiology, Diagnosis, and Treatment. 2017. 12. Soares PV, Non carious Cervical Lesions and Ce.
45. Dietschi D, Argente A. A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion. part II: clinical procedures and case report. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(2):142–59.
46. Abduo J. Safety of increasing vertical dimension of occlusion: a systematic review. *Quintessence Int.* 2012;43(5):369–80.
47. Ferrando-Cascales Á, Astudillo-Rubio D, Pascual-Moscardó A, Delgado-Gaete A. A facially driven complete-mouth rehabilitation with ultrathin CAD-CAM composite resin veneers for a patient with severe tooth wear: A minimally invasive approach. *J Prosthet Dent.* 2020;123(4):537–47.
48. Hassan M, Moustafa M. sinergia entre los componentes del complejo restaurador. Influence of the preparation design and aging on the vertical marginal gap of occlusal veneers constructed of different ceramic materials. *Egypt Dent J.* 2020;66(2):1261–74.
49. Abbas R, Mandour M, Hasan S. Effect of Material Type and Thickness on Fatigue Resistance of Posterior Bonded Occlusal Veneers. *Al-Azhar Dent J Girls.* 2020;7(2):171–8.
50. Ahmed S. Abd El Shakour<sup>1</sup>, Cherif A. Mohsen<sup>2</sup> MIR, <sup>1</sup>Assistant. Fracture strength of two types of posterior occlusal veneers made of hybrid ceramics with different thicknesses. *Indian J Public Heal Res Dev.* 2020;11(kl):913–9.
51. Emam Z, A. Aleem N. Influence of Different Materials and Preparation Designs on Marginal Adaptation and Fracture Resistance of CAD/CAM Fabricated Occlusal Veneers. *Egypt Dent J.*

2020;66(1):439–52.

52. Saber Rabeae H, Adel Mohsen C, Waaz Amgad S. Assessment of Fracture Force of CAD- CAM- fabricated Occlusal Veneer Restorations with Different Thicknesses. *Indian J Public Heal Res Dev.* 2020;11(1):1131.
53. Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Rezaei E. Effect of Tooth Preparation Design on Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Overlays. *J Prosthodont.* 2020;29(7):617–22.
54. Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Neshandar Asli M. Marginal adaptation of zirconia-reinforced lithium silicate overlays with different preparation designs. *J Esthet Restor Dent.* 2020;(July):1–8.
55. Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzenburger F, Hickel R, Kunzelmann KH. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. *Dent Mater.* 2019;35(10):1370–7.
56. Al-Akhali M, Kern M, Elsayed A, Samran A, Chaar MS. Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2019;1–7.
57. Krummel A, Garling A, Sasse M, Kern M. Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. *Dent Mater.* 2019;35(10):1351–9.
58. Al-Akhali M. Influence of adhesive technique and thermomechanical fatigue on the fracture strength of minimally invasive CAD / CAM occlusal veneers. 2019;
59. Yazigi C. Influence of Dentin Bonding Techniques on the Fracture Strength and Fracture Mode of Thin Occlusal Glass-Ceramic Veneers Dissertation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;
60. Edgerley PD, Versluis A, Tantbiroj D, Cagna DR. Impact of Overdried Preparation and Thermocycling on the Fracture of CAD–CAM Hybrid Ceramic Occlusal Veneer Restorations. *Int J Prosthodont Restor Dent.* 2019;9(2):38–42.
61. Perez P, Benitez D, Vergel J. Efecto del espesor de dos materiales ceramicos en la resistencia a la fractura para la fabricacion de carillas oclusales. *J Chem Inf Model.* 2018;53(9):1689–99.
62. Cardenas H. Rehabilitación estético funcional mínimamente invasiva de alta complejidad en un paciente que presenta biocorrosión Para optar el Título de Segunda Especialidad Profesional en. 2019.
63. Risco J, Alvarez E. Microfiltración marginal en incrustaciones de cerámico tipo table top cementadas con cementos resinosos: autograbantes, universales y resina termoplastificada. 2019;21:67–85.
64. Maryali Andreina Ascanio Roa CACM y MT del PMC. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte- dentina en dientes premolares. *Археология.* 1993;1(August):117–25.
65. Baldissara P, Onofri E, Garcia R, Leonardo F. Fatigue resistance of monolithic lithium disilicate occlusal veneers : a pilot study. *Odontology.* 2019;0(0):0.

66. Andrade JP, Stona D, Bittencourt HR, Borges GA, Burnett LH, Spohr AM. Effect of different computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and thicknesses on the fracture resistance of occlusal veneers. *Oper Dent*. 2018;43(5):539–48.
67. Aqlan S, Kheiralla L. Fracture resistance of thin occlusal veneers made from hybrid ceramic (Cerasmart) -In vitro study. *Al-Azhar J Dent Sci*. 2018;21(3):293–7.
68. M. Abdelhameed A, H. Abd-El Aziz M, A. Hamza T. In vitro study to evaluate the effect of different material types and preparation designs on the fracture resistance of occlusal veneers. *Al-Azhar J Dent Sci*. 2018;21(1):65–71.
69. Singh I, Shetty R, Mehta D, Lampl S, Chida N. Prefabricated laser sintered composite veneers and occlusal vertical dimensions: Case reports. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(11):1418–24.
70. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010;104(3):149–57.
71. Bahillo J, Jané L, Bortolotto T, Krejci I, Roig M. Full-mouth composite rehabilitation of a mixed erosion and attrition patient: A case report with v-shaped veneers and ultra-thin CAD/CAM composite overlays. *Quintessence Int (Berl)*. 2014;45(9):749–56.
72. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res*. 2014;58(2):107–14.
73. Egbert JS, Johnson AC, Tantbirojn D, Versluis A. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci Int*. 2015;12(2):53–8.
74. Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;74:245–50.
75. Yazigi C, Kern M, Chaar MS. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;75:504–11.
76. Llompарт Delgado J, López Flores AI. Microfiltración marginal de carillas oclusales de cerámico con diferentes terminaciones. Un estudio in vitro. *Rev Científica Odontológica*. 2018;06(01):9–18.
77. Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018;34(9):1401–9.
78. Ioannidis A, Bomze D, Hämmerle CHF, Hüsler J, Birrer O, Mühlemann S. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars. *Dent Mater*. 2020;36(4):109–16.
79. Albelasy EH, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmoud SH. Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies. Vol. 110, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Elsevier Ltd; 2020. 103948 p.
80. Angerame D, De Biasi M, Agostinetto M, Franzò A, Marchesi G. Influence of preparation designs on marginal adaptation and failure load of full-coverage occlusal veneers after thermomechanical aging simulation. *J Esthet Restor Dent*. 2019;(December 2018):1–10.
81. Huang X, Zou L, Yao R, Wu S, Li Y. Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic

occlusal veneers in maxillary premolars. *J Dent.* 2020;97(March):103346.

82. Zhang H, Lv P, Du W, Jiang T. Comparison of Fracture Load and Surface Wear of Microhybrid Composite and Ceramic Occlusal Veneers. *J Prosthodont.* 2020;29(5):387–93.
83. Ioannidis A, Mühlemanna S, Özcana M, Hüslerb J, Hämmerlea CH, Benica GI. Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;90(August 2018):433–40.
84. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33(5):705–10.
85. Bakeman EM, Rego N, Chaiyabutr Y, Kois JC. Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations. *Oper Dent.* 2015;40(2):211–7.
86. Gómez MDP, Rojas CMN. Resistance to fracture after flexural forces of 3 types of cad cam materials for cemented veneers with 0,5mm of thickness. 2019;

## ANEXOS

### Anexo 1. Presupuesto General y Cronograma

Presupuesto General				
Rubro	Justificación general	Valor de recursos propios	Valor recursos por investigadores	Valor total por rubro por 5 meses
Investigadores científicos de la institución	Investigadores: Realizan la búsqueda de artículos y desarrollar una revisión de literatura narrativa		Hora: \$ 50.000 Semanal: \$ 350.000 Mensual: \$ 1.400.000	\$ 7000.000
Equipos	Computadores: 2 Lenovo, Mac permiten la búsqueda en bases de datos, revistas electrónicas	Mac: \$ 3.000.0000 Lenovo 1: \$ 1.500.000 Lenovo 2: \$ 1.700.000		\$ 6.200.000
Materiales e insumos	Papelería: cuadernos, lapiceros, Memoria USB	3 lapiceros: \$ 3000 1 memoria USB: \$ 30.000		\$ 33.000
Servicios técnicos	Mantenimiento de computadores	Mantenimiento de 2 computadores: \$ 1.200.000		\$ 1.200.000
Viajes y desplazamiento	Movilización de investigadores hasta la institución o hasta la ciudad de Bogotá	Transporte mensual por 3 investigadores: \$ 60.000 X 5 meses = \$ 300.000  Tiquetes aéreos: \$ 900.000		\$ 1.200.000
Servicios	Luz e internet	\$ 60. 000 x 3 por mes = \$ 120.000 x 5 meses		\$ 600.000
<b>Total</b>				<b>\$ 15.000.000</b>

Anexo2. Cronograma

		PERIODO EN MESES Y SEMANAS																			
No.	ACTIVIDAD	Julio				Agosto				Septiembre				Octubre				Noviembre			
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1	Elección del tema y diseño del proyecto	█																			
3	Revisión de literatura		█																		
4	Búsqueda de artículos		█																		
5	Introducción			█																	
6	Planteamiento del problema y Justificación			█																	
8	Marco teórico				█	█															
9	Se ajusta y diseña pregunta <b>PICO</b>						█														
10	Selección de palabras claves en base de datos EMBASE, PUBMED, LILACS						█	█													
11	Búsqueda de artículos								█												
12	Selección de artículos y, criterios de inclusión y exclusión								█	█											
13	Materiales y métodos								█	█											
14	Aplicación de Instrumento de recolección de datos										█	█									
15	Análisis y representación de los resultados										█	█									
17	Discusión y conclusiones												█	█							
18	Presentación power point														█	█					
19	Sustentación de tesis																█	█			