

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del Catálogo en línea del CRAI-Biblioteca y el Repositorio Institucional en la página Web de la CRAI-Biblioteca, así como en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, nunca para usos comerciales, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.”

**Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación, CRAI-Biblioteca
Universidad Santo Tomás, Bucaramanga**

**COMPARACIÓN *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA AL
CIZALLAMIENTO ENTRE LA CEMENTACIÓN NO ADHESIVA DE
DISILICATO DE LITIO A ÓXIDO DE ZIRCONIO Y LA
CEMENTACIÓN ADHESIVA DE DISILICATO DE LITIO A UNA
CERÁMICA HÍBRIDA, USANDO CEMENTO RESINOSO DUAL**

Lina Yiseth Blanco Lopez, Laura del Pilar Camacho Serrano, Alonso Serrano Hernandez y
Oscar Mauricio Sierra Leon

Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Rehabilitación Oral

Dr. Roberto Clavijo Puyana
Director

Universitaria Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Facultad Rehabilitación Oral
2019

Tabla de Contenido

1. Introducción	6
1.1 Planteamiento del problema.....	7
1.2 Justificación.	8
2. Marco Teórico.....	9
2.1 Cerámicas.....	9
2.1.1 Composición.	9
2.1.2 Clasificación.	10
2.1.2.1 Clasificación de materiales cerámicos y materiales similares a la cerámica	10
2.1.2.2 Clasificación según su método de fabricación.....	12
2.2 Cerámicas híbridas.....	13
2.2.1 Resinas compuestas.	13
2.2.1.1 Composición	14
2.2.1.2 Clasificación de las resinas compuestas	15
2.2.2 Cerámica con matriz de resina.	15
2.3 Óxido de zirconio.....	17
2.3.1 Fases.....	18
2.3.2 Propiedades.	18
2.4 Pilar híbrido.	20
2.5 Cementos.....	20
2.5.1 Características y propiedades de los cementos.	21
2.5.2 Clasificación de cementos de uso odontológico	22
2.5.2.1 Cementos de resina.	22
2.5.2.1.1 Composición.	23
2.5.2.1.2 Clasificación de los cementos de resina.....	24
2.5.2.1.3 Cemento resinoso Relyx U200	24
2.5.3 Cementación.	25
2.5.3.1 Técnica no adhesiva o mecánica.....	26
2.5.3.2 Técnica adhesiva	26
2.6 Adhesión.	27
2.6.1 Adhesión a las cerámicas.	27
2.6.2 Fracaso en la Adhesión.....	27
2.6.3 Clasificación del fallo.	28

2.7 Fuerzas o cargas.....	28
2.7.1 Resistencia al cizallamiento.....	28
3. Objetivos.....	29
3.1. Objetivo General.....	29
3.2. Objetivos Específicos.....	29
4. Método	29
4.1 Tipo de estudio.....	29
4.2 Muestra	29
4.3 Criterios de Selección.	29
4.3.1 Criterios de Inclusión de la muestra.....	29
4.3.2 Criterios de Exclusión de la muestra	30
4.4 Variables	30
4.5 Procedimientos.....	30
4.5.1. Recolección de la muestra.	30
4.5.2 Distribución de la muestra.	31
4.5.3 Cementación.	32
4.5.4 Dispositivo para la medición y toma de registro.	33
4.6 Plan de análisis estadístico.....	33
4.6.1 Plan de análisis univariado.....	33
4.6.2 Plan de análisis bivariado.....	33
4.7 Implicaciones bioéticas.....	34
5. Resultados	34
6. Discusión.....	37
7. Conclusiones	40
8. Recomendaciones	40
Referencias Bibliográficas	41

Lista de tablas

Tabla 1. <i>Clasificación de materiales cerámicos y materiales similares a la cerámica</i>	10
Tabla 2. <i>Clasificación de cementos segun su composicion quimica</i>	22
Tabla 3. <i>Composición y manipulación de algunos cementos resinosos</i>	23
Tabla 4. <i>Propiedades Cemento resinoso Relyx U200 (3M ESPE)</i>	24
Tabla 5. <i>Variables para el análisis del problema de investigación</i>	30
Tabla 6. <i>Materiales</i>	31
Tabla 7. <i>Distribución de la muestra.</i>	31
Tabla 8. <i>Características de los tipos de materiales evaluados</i>	32
Tabla 9. <i>Protocolo de Cementación para Óxido de zirconio, Cerámica híbrida y disilicato de litio</i>	32
Tabla 10. <i>Descripción de la resistencia y el tiempo de fractura en el grupo de cementación no adhesiva al óxido de zirconio(Y-TZP)</i>	34
Tabla 11. <i>Descripción de la resistencia y el tiempo de fractura en el grupo de cementación adhesiva al ENAMIC)</i>	35
Tabla 12. <i>Descripción del tipo de falla en los grupos de estudio</i>	35
Tabla 13. <i>Comparación de la resistencia al cizallamiento en los grupos de estudio</i>	35
Tabla 14. <i>Comparación del tiempo de fractura en los grupos de estudio</i>	36

Lista de figuras

<i>Figura 1.</i> Cronología y desarrollo de las resinas compuestas	15
<i>Figura 2.</i> Cronología de agentes cementantes	21
<i>Figura 3.</i> Cementos resinosos. Microindentación	25
<i>Figura 4.</i> Comparación resistencia de unión al cizallamiento en los grupos de estudio	36
<i>Figura 5.</i> Comparación de tiempo de fractura en los grupos de estudio	37

COMPARACIÓN *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA AL CIZALLAMIENTO ENTRE LA CEMENTACIÓN NO ADHESIVA DE DISILICATO DE LITIO A ÓXIDO DE ZIRCONIO Y LA CEMENTACIÓN ADHESIVA DE DISILICATO DE LITIO A UNA CERÁMICA HÍBRIDA, USANDO CEMENTO RESINOSO DUAL

1. Introducción

En la actualidad la odontología busca restauraciones con materiales estables, funcionales, estéticos y biocompatibles. Las demandas estéticas han llevado a los profesionales a optar por el uso de diseños protésicos libres de metal; esta evolución en los sistemas cerámicos ha llegado a plantear el cambio de las estructuras metálicas sobre la cual se aplica la porcelana por estructuras completamente cerámicas, que igualmente poseen alta resistencia a la flexión y a la compresión, incluso en áreas sometidas a fuerzas masticatorias. Se hace necesario conocer y establecer propiedades físicas, mecánicas y fuerzas de adhesión entre los sistemas libres de metal (1,2).

Desde 1990 se ha utilizado el óxido de zirconio por sus propiedades mecánicas y físicas, se ha convertido en un material alternativo que ofrece estética, biocompatibilidad y alta resistencia a las cargas masticatorias, sin embargo, su naturaleza le confiere limitantes en cuanto a la adhesión, ocasionando descementación y fracturas parciales o totales de coronas protésicas; se ha determinado que la interfaz entre el pilar protésico del óxido de zirconio y el material cerámico que lo cubre es el origen de la falla, causada por una deficiente resistencia de unión, debido a la tensión interna excesiva en el material cerámico y a las diferencias entre los coeficientes de expansión térmica, situación que limita ciertas aplicaciones clínicas, además, el óxido de zirconio tiene propiedades físicas más altas que las de la estructura dental (3).

Por otra parte se ha desarrollado un material de restauración indirecta de matriz cerámica reforzada por una matriz polimérica, con propiedades físicas similares a la de la estructura dental, más flexible, suave, fácil de pulir, que produce menor desgaste en la arcada antagonista y adecuado para hacer ajustes adicionales. El desarrollo de este tipo de materiales restauradores que combinan las ventajas de la cerámica y los polímeros, mejoran las propiedades físicas, mecánicas y longevidad de las restauraciones estéticas indirectas. Entre esta nueva alternativa se encuentra el ENAMIC, que es la primera cerámica híbrida dental con matriz dual en todo el mundo, en este material la matriz cerámica dominante es reforzada por una matriz polimérica, y ambas matrices se unen. Esta cerámica híbrida garantiza además de una especial elasticidad, también una enorme capacidad de carga tras la unión adhesiva y exhibe comportamientos mecánicos similares al esmalte humano en respuesta a pruebas micro-mecánicas, incluyendo la dureza de Vickers (4).

Evaluar la resistencia al cizallamiento de estos materiales nos ayuda a establecer la carga necesaria para producir una fractura en la interfase de unión al aplicarse fuerzas paralelas de sentido contrario. Las fuerzas tangenciales de deslizamiento o de cizallamiento están presentes en toda la fisiología del sistema estomatognático, actualmente han sido poco utilizadas, pero se genera una fuerte tendencia a su uso como prueba idónea para estudiar la resistencia de la unión entre materiales (5).

1.1 Planteamiento del problema.

Dentro de los objetivos de la odontología clínica actual se encuentra identificar materiales dentales biocompatibles que cumplan con propiedades mecánicas y físicas acordes a las necesidades restaurativas (3). La adhesión entre materiales de uso dental como el metal, el zirconio, la cerámica (disilicato de litio, feldespato, alúmina, etc.) y los composites son el reto que el clínico afronta para lograr restauraciones longevas que desempeñen eficientemente su propósito (6).

En la actualidad hablar de restauraciones estéticas indirectas de recubrimiento total, conlleva al origen de múltiples sistemas cerámicos que pueden suplir las necesidades del clínico, encontrando el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales (5).

El óxido de zirconio es uno de los materiales de mayor uso en la práctica odontológica, ya que presenta ventajas debido a sus propiedades físico-mecánicas, este posee altos valores de tenacidad (7.0 Mpa), alta dureza (12 GPa), resistencia a la flexión (1200 Mpa), buen comportamiento friccional, buen aislamiento eléctrico, baja conductividad térmica y resistencia a la corrosión; a pesar de las ventajas, se ha demostrado que la adhesión a las cerámicas de óxido libre de sílice sigue siendo un desafío, fallas como fractura de la estructura, fractura del material de recubrimiento, pérdida de retención y fracasos estéticos han sido reportados con tasas de hasta 5%, la complicación más común es la pérdida de retención debido a la poca adhesión de las cerámicas de óxido libres de sílice (7-9).

Un reto en la odontología restauradora es el reemplazo de un diente único en el sector anterior, especialmente cuando se cuenta con un espacio interdental e interoclusal limitado o cuando la angulación entre la corona y el implante no es óptima. El uso de pilares personalizados atornillados y de coronas cementadas generalmente ayudan a superar este reto (3)(6). Esto abre la posibilidad de utilizar mesoestructuras de materiales diferentes al zirconio con una tendencia hacia compuestos cerámicos y resinosos; sin embargo, existen interrogantes respecto a la dificultad en la adhesión a estos sustratos, el riesgo de propagación de fracturas, la rigidez de la cerámica o la resiliencia de la resina y su influencia en la distribución del esfuerzo en los tejidos peri-implantares. La existencia de nuevos materiales de restauración que cumplen con características similares a las del zirconio y que además prometen superar algunas de las dificultades, están actualmente disponibles en el mercado para uso clínico. Las cerámicas híbridas proponen una nueva alternativa y sugieren tener la capacidad de superar las dificultades en la adhesión, presente en las restauraciones de zirconio sometidas a altas fuerzas de corte (10,11), este material ofrece buena capacidad de carga y de elasticidad e incluso una función integrada ante fisuras (12).

Por lo antes mencionado queremos determinar ¿Cuál de los materiales adheridos al disilicato de litio presenta mejor resistencia a las fuerzas de cizallamiento entre una cerámica híbrida (ENAMIC) y el zirconio (Y-TZP) usando un cemento resinoso dual?

1.2 Justificación.

El proceso evolutivo de los sistemas libres de metal ha permitido el desarrollo de materiales que han demostrado éxito clínico para la confección de prótesis parciales fijas, logrando una apariencia altamente estética, resistencia al desgaste, biocompatibilidad y estabilidad del color (11,13). La creciente demanda estética, combinada con la preocupación por la salud y la biocompatibilidad de algunos materiales, ha aumentado las investigaciones en el área de las restauraciones sin metal (14,15).

El óxido de zirconio es un elemento químico descubierto en 1789 por Martin Klaproth; es más liviano que el acero y reacciona fácilmente con el oxígeno formando dióxido de óxido de zirconio (ZrO_2) o óxido de zirconio. En 1990 se inició el uso de este material en odontología, con aplicaciones en ortopedia maxilar, brackets, retenedores intrarradiculares y aditamentos de implantes, más o menos desde hace una década como componente de estructuras de coronas sobre implantes y prótesis fija. Las restauraciones de óxido de zirconio han alcanzado popularidad en el ámbito odontológico debido a sus buenas propiedades físico-mecánicas, cumpliendo a cabalidad con los deseos del operador y el clínico(11)(16). Una de las complicaciones comunes de los pilares protésicos de óxido de zirconio es la pérdida de retención de la cerámica que lo cubre, esto es debido a la disminución de las fuerzas de unión, que ocasionan descementación o fractura de la corona (11,13).

La cerámica híbrida (ENAMIC) lanzada al mercado en 2013, está formada por una matriz cerámica sinterizada cuyos poros se han llenado con un material polimérico. El componente cerámico inorgánico constituye el 86 % del peso, y el componente polimérico orgánico el restante 14 %. La cerámica híbrida se fabrica con la idea de obtener un material que se acerque al módulo de elasticidad de la dentina, que sea más fácil de fresar y que facilite la reparación en comparación con las cerámicas de matriz de vidrio o cerámicas policristalinas (17). Este material combina las propiedades ventajosas de la cerámica, tales como la durabilidad y la estabilidad del color, con las propiedades favorables de las resinas compuestas, tales como la flexión mejorada y baja abrasividad (11). La cerámica híbrida posee características similares a las de los dientes naturales, esto incluye una fragilidad mucho menor que la cerámica dental tradicional y una flexibilidad similar a la de la dentina (18).

La rápida evolución que viven los materiales cerámicos y la demanda en odontología estética, con propiedades similares a la estructura dental obligan al profesional a conocer y entender las diferentes opciones que provee el mercado, para seleccionar el material indicado y llevar a cabo el proceso restaurativo (19).

La tendencia a reemplazar las restauraciones de metal con materiales cerámicos y estéticos es más frecuente en la actualidad, el uso de estos materiales se puede ver reducido debido a un ajuste incorrecto y a fallas de pérdida de retención por la poca adhesión de las cerámicas de óxido libres de sílice. Un material como el zirconio que es sometido a estrés mecánico, ambiente húmedo y en particular a estrés hidrotérmico, es afectado produciendo una degradación a baja temperatura, fenómeno en el que los cristales se transforman lentamente de la fase tetragonal estable a la fase monoclinica menos estable en ausencia de cualquier carga mecánica, debido a esto y otros factores

como la dificultad en la adhesión, se han reportado fallas como fractura de la estructura, fractura del material de recubrimiento, delaminación del material de recubrimiento, pérdida de retención y fracasos estéticos con tasas de hasta 5% después de 5 años de supervivencia (7-9,16).

La resistencia de los materiales puede estudiarse de diferentes formas: hay estudios con cargas o fuerzas de compresión (axial o angulada), de flexión en tres puntos o cuatro puntos, de deslizamiento, cizallamiento, tracción y torsión. Se ha escogido la prueba de cizallamiento por considerarse que reproduce muchas situaciones de la dinámica máxilo-mandibular sobre las restauraciones, siendo una prueba idónea para evaluar la resistencia de la unión entre materiales. De acuerdo con Al_Doham y cols., la resistencia de la unión al cizallamiento es la prueba más apropiado para evaluar la fuerza de unión de las cerámicas (20).

La relevancia del presente proyecto de investigación, es realizar un estudio comparativo que determine que material entre el óxido de zirconio y-tzp y la cerámica híbrida (ENAMIC) tiene mayor adhesión al material que lo cubre (disilicato de litio) al aplicar fuerzas de cizallamiento, esta evaluación invitro servirá como guía al profesional para establecer cuál de estos sistemas cerámicos soportan mejor las fuerzas de corte.

2. Marco Teórico

2.1 Cerámicas.

La palabra cerámica se deriva del vocablo griego 'Keramos', que significa 'material quemado' (21). En los años cuarenta, el material más importantes de esta clase era la cerámicas tradicionales basada en arcilla, desde entonces, ha habido un progreso en el desarrollo de sus propiedades para uso en diversas industrias (22).

Los materiales cerámicos están entre los más biocompatibles desarrollados para restauraciones dentales. El interés por estas restauraciones ha aumentado a medida que se desarrollan materiales más fuertes, más resistentes y más estéticos, junto con nuevas tecnologías de procesamiento como el CAD / CAM (diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora); durante la última década, se han introducido nuevos sistemas completamente cerámicos para onlays, carillas, coronas, prótesis parciales fijas y pilares implantosoportados, para uso en la región anterior y posterior de la boca, por esta razón a aumento la demanda de estas restauraciones (1) (23).

La cerámica es conocida por ser un material que puede brindar un aspecto natural, durabilidad química y excelentes propiedades ópticas. Sin embargo, son materiales frágiles con baja resistencia a la tracción y son susceptibles a propagación de grietas (21).

2.1.1 Composición. Las cerámicas dentales están constituidas por tres elementos principales, cuya proporción varía según las propiedades que se quieren obtener, y son: feldespato (75-85%), cuarzo (sílice) (12-22%) y caolín o arcilla blanca (3.5%) (24-26).

Los feldespatos son el principal responsable de la matriz vítrea, en la naturaleza se halla en forma de una mezcla de feldespato potásico y el feldespato sódico, el potásico se encuentra en la mayor parte de los sistemas cerámicos debido a la translucidez que genera, el sódico disminuye la temperatura de fusión de la porcelana y facilita su fluidez, no ayuda a la translucidez por lo que tiene menos interés(25)(27)(28). El caolín se produce en la naturaleza por la gestión de factores meteorológicos sobre el feldespato, dando como resultado el silicato de potasio soluble; en este proceso el residuo queda depositado en forma de arcilla, esta arcilla se somete a procesos y se logra un material en forma de polvo blanco, el caolín le otorga opacidad a las cerámicas (28) (29) La sílice es otro componente de la cerámica y se usan los cristales puros de cuarzo, está permanece inalterada a la temperatura usada para la cocción, lo que le otorga estabilidad a la masa durante el calentamiento, aumenta la resistencia y crea el armazón para los otros componentes (29).

2.1.2 Clasificación. Se han sugerido varias formas de clasificar las cerámicas dentales (30), debemos tener en cuenta que las clasificaciones existentes de materiales cerámicos no incluyen materiales con matriz de resina que están altamente rellenos con cerámica, estos materiales se han codificado como “cerámicas” por la Asociación Dental Americana (ADA) por poseer propiedades similares a las de la cerámica (31).

2.1.2.1 Clasificación de materiales cerámicos y materiales similares a la cerámica

- **Cerámicas con matriz vítrea (Vitrocerámicas):** Materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen una fase cristalina
- **Cerámicas Policristalinas:** Materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen ninguna fase vítrea
- **Cerámicas con matriz de resina:** Matrices de polímero que contienen predominantemente componentes inorgánicos refractarios que puede incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas

Tabla 1. Clasificación de materiales cerámicos y materiales similares a la cerámica

Cerámicas con matriz vítrea	Feldespática	
	Sintética	Base de leucita Disilicato de litio y derivados Base de fluorapatita
	Vidrio-infiltrada	Alúmina Alúmina con magnesio Alúmina con óxido de zirconio
Cerámicas policristalinas	Alúmina	
	Óxido de zirconio estabilizada	
	Óxido de zirconio infiltrada con alúmina	
	Alúmina infiltrada con óxido de zirconio	
Cerámica con matriz de resina	Resina nanocerámica	
	Cerámica de vidrio con interpenetración de matriz de resina	
	Cerámica de óxido de zirconio-sílice con interpenetración de matriz de resina	

- **Cerámicas con matriz vítrea**

- **Feldespatitas:** Este grupo tradicional de cerámicas se basa en un sistema de material ternario compuesto de arcilla /caolín, cuarzo y feldespato. El feldespato potásico forma cristales de leucita (fase cristalina), que, dependiendo la cantidad, aumenta la fuerza intrínseca de la restauración y la hace adecuada para el recubrimiento de estructuras de metal (32). Algunos productos comerciales son: IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD e IPS Classic, Vitadur, Vita VMK 68 y Vitablocs

- **Sintético:** A base de leucita. Para depender menos de los recursos naturales de las materias primas y sus variaciones, aparecen los materiales sintéticos. La composición varía, pero generalmente incluye dióxido de silicio, óxido de potasio, óxido de sodio y óxido de aluminio. Algunos productos comerciales son: IPS d. Sign. Vita VM7, VM9, VM13, IPS e.max CAD, IPSe.max PRESS.

- **Vidrio infiltrado:** El primer material infiltrado con vidrio, In-Ceram Alúmina, introducida en 1989, se utiliza fabricando la técnica de slip-casting. Debido a su opacidad, se requiere una porcelana de recubrimiento. El uso de esta clase de materiales disminuye debido a la creciente popularidad del disilicato de litio, óxido de óxido de zirconio, y la fabricación CAD/CAM (33).

- **Cerámica policristalina:** Presenta estructura cristalina de grano fino que proporciona la fuerza y la tenacidad a la fractura, pero tiende a tener una translucidez limitada (34).

- **Alúmina:** Este material consta de óxido de aluminio de alta pureza (99,5%). Introducido por Nobel Biocare, a mediados de los 90 como material para fabricación CAD/CAM. Tiene una dureza muy elevada y una resistencia relativamente alta. Presenta tendencia a fractura del núcleo, por elevado módulo elástico, esto ha llevado a una disminución de su uso (35,36).

- **Óxido de zirconio estabilizada:** La óxido de zirconio puro se encuentra en tres formas alotrópicas: monoclinico, que es estable hasta 1170°, donde se transforma a tetragonal, y luego a cubico cuando la temperatura supera los 2370° (31). El uso de esta transformación de endurecimiento en la práctica requiere que la fase tetragonal o cubica deban estabilizarse a temperatura ambiente mediante la aleación de óxido de zirconio puro con óxidos tales como itrio, magnesio, calcio, y cerio. Ha sido empleada principalmente como material de estructura protésica para ser recubierto con cerámica, también puede ser usado para fabricar restauraciones monolíticas (37)(38).

- **Alúmina endurecida con óxido de zirconio y óxido de zirconio endurecida con alúmina:** Debido a que el óxido de zirconio generalmente permanece parcialmente estabilizado en la fase tetragonal, y la alúmina presenta una dureza moderada, hay una tendencia en el desarrollo de alúmina-óxido de óxido de zirconio (alúmina endurecida con óxido de zirconio- ZTA y óxido de zirconio-endurecida alúmina- ATZ)

- **Cerámica con matriz de resina:** Comprende materiales con una matriz orgánica con un alto relleno de partículas cerámicas. Han sido incluidos como cerámicas con matriz de resina debido a que se define el termino porcelana / cerámica como “inyectado, cocido, tallado o materiales fresados que contienen predominantemente composiciones inorgánicas refractarias incluyendo porcelanas, vidrios, cerámicas y de vidrio-cerámica” (31). Los materiales presentados en esta sección están compuestos predominantemente (>50% peso) por materiales inorgánicos refractarios, independientemente de la presencia de una fase orgánica (polímero) menos predominante.

La justificación de los fabricantes para desarrollar materiales cerámicos de matriz de resina ha sido: (a) Obtener un material que se acerque más al módulo de elasticidad de la dentina en comparación con las cerámicas tradicionales. (b) Desarrollar un material más fácil de fresar y ajustar que la cerámica de matriz de vidrio o cerámicas policristalinas. (c) Facilitar la reparación o modificación con resina de composite. Estos materiales cerámicos/polímeros se supone que combinan los aspectos positivos de ambos materiales, cerámicas y composites. Entre esos materiales encontramos: (a) Resina Nanocerámica, (b) Cerámica de vidrio con una matriz de interpenetración de resina, (c) Cerámica óxido de zirconio-sílice en una matriz de resina de interpenetración (17).

2.1.2.2 Clasificación según su método de fabricación

- **Cerámicas Condensadas y Sinterizadas:** Principalmente la cerámicas vítrea, utilizada como cerámica de recubrimiento o blindaje, para hacer restauraciones conocidas como metal- cerámica, ya que se elaboran sobre una estructura metálica, aunque también pueden ser utilizadas sobre estructuras completamente cerámicas (2,5,39).

- **Cerámicas Infiltradas:** Son utilizadas para producir núcleos cerámicos o estructuras libres de metal. En el proceso es utilizado un polvo de finas partículas con alto contenido de óxido de aluminio conocido como barbotina, este es humedecido y aplicado sobre un modelo de yeso refractario que por capilaridad elimina la humedad excesiva. Esa masa sinterizada forma una estructura cristalina organizada, pero muy porosa y débil; posteriormente se realiza un proceso de infiltración con vidrio de lantano, que a medida que se funde, produce una estructura de mayor resistencia. Luego esta estructura es recubierta con cerámica feldespática con la técnica de condensación y sintonización para generar finalmente la restauración. Este sistema fue desarrollado en 1989 casa comercial VITA (Zahnfabrik, Alemania) conocido como In-Ceram® (2,5,39).

- **Sistemas Cerámicos Inyectados o Termoprensados:** Se usa el método de la cera perdida, se obtiene un modelo en yeso de la preparación dental, sobre el cual se realiza un encerado de la restauración, este se reviste y es llevado a un horno. Una vez que se alcance la temperatura deseada se inyecta la cerámica en el molde obtenido del revestimiento. Esta técnica se utiliza para estructuras totalmente cerámicas que posteriormente se complementaran con cerámica condensada y sinterizada. Se conocen los sistemas de inyección como IPS Empress (Ivoclar Vivadent) con el disilicato de litio, el IPS Empress 2 que se utiliza pastillas de leucita y disilicato de litio (2,5,39).

- **IPS e.max Press** son pastillas de disilicato de litio para la tecnología PRESS. El proceso de fabricación produce pastillas totalmente homogéneas en distintos grados de opacidad. La resistencia es de 400 Mpa, son las pastillas de cerámica de inyección con la mayor resistencia. Los componentes son: $\text{SiO}_2 > 57\%$ en peso y otros componentes como: Li_2O , K_2O , MgO , ZnO_2 , Al_2O_3 , P_2O_5 (40).

Sus indicaciones son: Coronas anteriores y posteriores, prótesis fijas de 3 unidades en el sector anterior y premolar, supraestructuras de implantes para tratamientos individuales (sector anterior y posterior), Supraestructuras de implantes para puentes de 3 piezas hasta el segundo premolar y coronas telescópicas primarias (2,40).

• **Restauraciones CAD /CAM:** Las restauraciones CAD-CAM fueron introducidas hace más de 50 años, gracias a los sofisticados programas de diseño es posible lograr restauraciones cerámicas parciales o completas diseñadas y procesadas por computador. Estos sistemas consta de tres fases: La digitación, el diseño y el maquinado (19).

- **Digitación:** Método por el cual se logra el registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner; esta herramienta se encarga de obtener una información necesaria de las preparaciones, de los dientes adyacentes y registros oclusales que serán procesados y transformados en datos digitales. Actualmente existen dos tipos de escáner, el de contacto y el óptico o láser (5).

- **Programa de Diseño:** El programa de digitación y diseño es proporcionado por cada sistema. Se traslada la información obtenida con el escáner al programa para diseñar la restauración. Este diseño es almacenado en un archivo y puede ser enviado al centro de producción o al equipo de procesado para que se mecanice la estructura.

- **Equipo de Maquinado:** Se distingue por el número de ejes, cuantos más ejes más complejidad del maquinado. Actualmente existen equipos de tres ejes como CEREC Sirona y Lava (3M), equipos de cuatro ejes y equipos de cinco ejes como el sistema Kavo Everest (39).

2.2 Cerámicas híbridas

2.2.1 Resinas compuestas. Las resinas compuestas son polímeros reforzados utilizados como material plástico de obturación directa e indirecta. La historia de las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. En ese entonces, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos, estos materiales tenían grandes desventajas ya que sufrían desgaste al poco tiempo de ser colocados. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo, lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia filtración marginal. La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta (41,42).

La funcionalidad, la forma y la estética, son tres características sobresalientes de las resinas compuestas en los procedimientos restauradores, siendo la solución a lesiones cariosas, fracturas o defectos estructurales de los dientes. En un principio fue considerado que el uso de este material restaurador era exclusivo para el sector anterior, poco después, y evidenciando los múltiples estudios que se realizan para mejorar sus propiedades, incursionaron también en el sector posterior (43,44).

Las resinas compuestas están constituidas por una matriz orgánica y el relleno mineral inorgánico, adicionadas a estos dos componentes se encuentran, agentes de acoplamiento y agregados que

intervienen en la reacción de polimerización como iniciadores, aceleradores o inhibidores, entre otros (45).

2.2.1.1 Composición

- **Matriz Orgánica:** Ray Bowen en 1962, obtuvo la síntesis de un monómero denominado Bis-GMA, que se consigue por reacción del Bisfenol A y dos moléculas de metacrilato de glicidilo. Este monómero va a constituir la matriz de resina que se utiliza con mayor frecuencia en los composites actuales (45).

- La molécula de Bis-GMA es superior al metacrilato en virtud fundamentalmente de presentar un peso molecular bastante superior y una estructura química con dos dobles enlaces reactivos en ambos extremos de la molécula. Estos dos dobles enlaces le confieren un carácter bifuncional que permite obtener un polímero de cadenas cruzadas, pudiéndose formar un retículo tridimensional. Además, los núcleos aromáticos proporcionan a la molécula una mayor rigidez y resistencia a la tracción y compresión junto con una disminución de la absorción acuosa. Vanini afirma que los grupos aromáticos confieren mejores propiedades mecánicas (dureza, resistencia a la tracción y resistencia al desgaste) (46).

- **Partículas Inorgánicas:** Las partículas de relleno inorgánico incorporadas a la matriz orgánica proporcionan a las resinas compuestas unas propiedades físicas y mecánicas superiores a las que tiene la resina aisladamente; a partir de ello se consigue disminución de la contracción al final de la polimerización, del coeficiente de expansión térmica y de la absorción de agua, y aumento en la resistencia a la fractura, de la dureza, y de la resistencia a la compresión. Estas mejoras hacen que estos materiales de obturación sean más resistentes a las múltiples agresiones que van a tener que soportar al desarrollar su función en un medio tan hostil como es la cavidad oral.

- Hay muchos tipos de partículas de relleno en función de su composición química, dimensiones, morfología, cantidad, etc. Las resinas actuales tienen unas partículas de tamaño menor de 5 micras y se conocen como resinas de partícula pequeña. Las resinas de sílice pirogénico se fabrican a través de un proceso de fusión a altas temperaturas. Por precipitación se consiguen partículas esféricas de un diámetro aproximado de 0.04 micras, que sirven para fabricar las resinas compuestas llamadas de microrelleno (47).

Las partículas de relleno aportan casi todas las propiedades positivas de las resinas compuestas y de ahí que cada vez se intente, por parte de los fabricantes, conseguir que tengan el mayor porcentaje posible de relleno (48).

Las partículas de cuarzo cristalino tienen una gran dureza, son químicamente inertes y tienen un índice de refracción y opacidad muy semejante a la estructura dental, pero son radiolúcidas, lo que constituye un gran inconveniente. Por eso la mayoría de las resinas compuestas actuales han reemplazado parcialmente al cuarzo por partículas de composición química más compleja. De este modo se añaden cristales de metales pesados como bario, óxido de zirconio, que son radiopacos pero que tienen el inconveniente de ser más blandos y solubles que el cuarzo. Además del tamaño y la composición, la forma de las partículas también influye en las propiedades finales de la resina

compuesta. Pueden usarse partículas esféricas o redondeadas, o partículas de forma irregular (47) (48).

- **Agentes de unión o de acoplamiento:** La matriz de resina y las partículas de relleno tienen una estructura química diferente y no existe entre ellas ningún tipo de unión química. Son necesarios agentes que faciliten este acoplamiento. Los más utilizados son los silanos, moléculas bipolares que pueden unirse por enlaces iónicos a las partículas de relleno inorgánico, mientras que se unen químicamente a la matriz orgánica. Hoy día el más empleado es el 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano, que se une por el grupo metacrilato con dobles enlaces a la matriz y a la sílice de relleno a través de radicales silanol (SiOH) (44).

2.2.1.2 Clasificación de las resinas compuestas

Según el tamaño de las partículas inorgánicas:

- **Macroparticuladas:** Partículas con tamaño entre 15 y 100 micrómetros, se denominan también convencionales.
- **Microparticuladas:** Partículas de sílice coloidal con tamaño medio de 0.04 micrómetros.
- **Híbridas:** Compuestas por macropartículas y micropartículas con tamaño medio entre 1 y 5 micrómetros
- **Microhíbridas o nanohíbridas:** Presentan una combinación entre micropartículas (0.04 micrómetros) y partículas de mayor tamaño (máximo 2 micrómetros): el tamaño medio de las partículas está entre 0.6 y 0.8 micrómetros.
- **Nanoparticuladas:** Compuestas por partículas de carga entre 20 y 75 nanómetros.

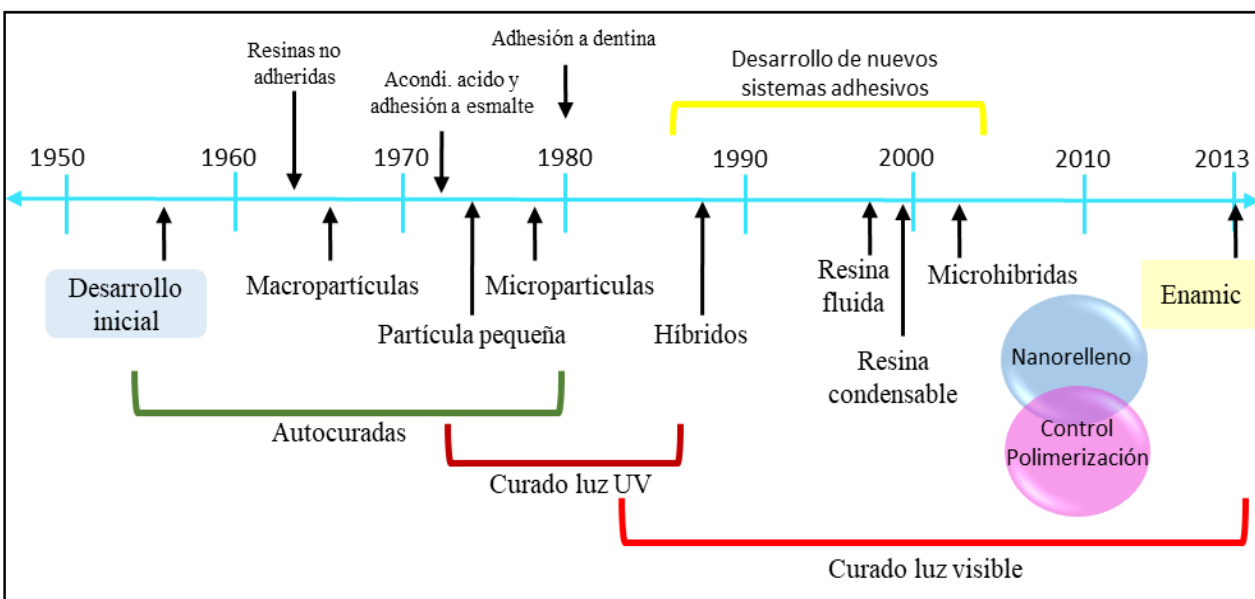


Figura 1. Cronología y desarrollo de las resinas compuestas

2.2.2 Cerámica con matriz de resina. Esta categoría comprende materiales con una matriz orgánica con un alto relleno de partículas cerámicas. Han sido incluidos como cerámicas con matriz de resina o cerámica híbrida según la versión del 2013 del Código de la ADA de

Procedimientos dentales y Nomenclatura. Este tipo de cerámica híbrida es una combinación totalmente nueva de material que incorpora una matriz cerámica (aporta estabilidad) que se infiltra con polímero (aporta la elasticidad). El proceso de fabricación de este material requiere dos pasos: primero, una red cerámica pre-sinterizada porosa es producida y acondicionada por un agente de acoplamiento; en segundo lugar, esta red es infiltrada con un polímero por acción capilar (49). El objetivo de los fabricantes para desarrollar materiales cerámicos de matriz de resina era conseguir un material que se acerque más al módulo de elasticidad de la dentina en comparación con las cerámicas tradicionales, desarrollar un material más fácil de fresar y ajustar que la cerámica de matriz de vidrio o cerámicas policristalinas y facilitar la reparación o modificación con resina de composite (50).

Gracias a la matriz dual de cerámica y polímero, este material combina las ventajas de la cerámica y del composite; ofrece una enorme capacidad de carga y una extraordinaria capacidad de elasticidad e incluso una función integrada ante fisuras, es menos frágil que la cerámica dental no híbrida y presenta un comportamiento de abrasión mejor que los composites tradicionales, de modo que sus características se asemejan a las de un diente natural, gracias a su elevada capacidad de carga, es muy resistente a las fuerzas de cizallamiento y compresión, por lo que las indicaciones del material son muy amplias (12,51).

La excelente conductibilidad de la luz proporciona resultados muy estéticos con un juego cromático natural. La cerámica híbrida ya tiene su resistencia final, de modo que la restauración puede colocarse directamente tras el fresado, sin tratamiento posterior. Como propiedades importantes de este tipo de materiales es la resistencia mecánica de 150-160 Mpa, el módulo elástico de 30 GPa y la rigidez (dureza) del material es de 2.5 GPa, respectivamente. Las propiedades de absorción de fuerza ayudan a compensar el anclaje anquilótico rígido del implante. De este modo se alivia la carga sobre el hueso, se protege al antagonista y se favorece el éxito clínico a largo plazo (51).

Los bloques CAD/CAM no sólo pueden utilizarse para la confección de inlays, onlays, carillas clásicas y coronas anteriores y posteriores, sino también para preparaciones mínimamente invasivas, tales como carillas sin preparación y restauraciones en zona con espacios reducidos (52,53).

La cerámica con matriz de resina o cerámica híbrida se puede dividir en varias subfamilias, de acuerdo a su composición inorgánica:

Resina Nanocerámica: Lava TM Ultimate (3M ESPE) es un material compuesto, que fue desarrollado para el procesamiento CAD/CAM. Se compone de una matriz de resina altamente curada reforzada con aproximadamente 80% en peso nanopartículas de cerámica. La combinación de nanopartículas discretas sílice (diámetro 20 μm), nanopartículas de óxido de zirconio (4 a 11 μm de diámetro), y nanoclusters óxido de zirconio-sílice (agregados consolidados de nanopartículas) reduce el espacio intersticial de las partículas de carga, lo que permite este alto contenido de nanocerámica, que le permite un límite elástico similar a la dentina, ideal según el fabricante para incrustaciones para el sector posterior y sobre implantes (32,54).

Cerámica de vidrio con una matriz de interpenetración de resina: VITA ENAMIC (VITA), formada por una matriz de cerámica sinterizada cuyos poros se han llenado con un material polimérico. Ésta normalmente se compone de una red dual: una red de cerámica inorgánica de feldespato (86% en peso/ 75% en volumen) y una red de polímero inorgánico (14% en peso/ 25% en volumen) que se entrelazan totalmente generando un elevado potencial para las fuerzas oclusales. La red de polímero se compone de dimetacrilado de uretano (UDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA). Así, por ejemplo, se ha conseguido una menor tendencia a la rotura frágil en comparación con materiales de cerámica pura, y una excelente facilidad de mecanización CAD/CAM (2,55).

VITA ENAMIC fue introducida en el mercado en enero del año 2013, por su fiabilidad y por sus resultados de fresado precisos de ángulos estables, y por lo tanto fieles al detalle, este material híbrido de color dental presenta unas propiedades de máxima similitud con el diente natural, permitiéndole conseguir un juego cromático natural gracias a su excelente conductividad de la luz (55).

Cerámica óxido de zirconio-sílice en una matriz de resina de interpenetración: adaptado con diferentes matrices orgánicas, variación en porcentaje en peso de cerámica, por ejemplo, polvo de sílica, silicato de óxido de zirconio, UDMA, TEGDMA, micro-sílice ahumado, pigmentos (por ejemplo, Shofu Bloquear HC, Shofu), su contenido inorgánico comprende más de 60% en peso. Otro ejemplo es el composite compuesto de 85% de partículas cerámicas ultrafinas óxido de zirconio-sílice esféricas (0.6 micras) incrustado en una matriz de polímero de bisfenol. A metacrilato de glicidilo (BisGma), TEGDMA y un sistema patentado de iniciador ternario (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Bloques, 3M ESPE) (32).

2.3 Óxido de zirconio.

El óxido de zirconio es un elemento químico descubierto en 1789 por Martin Klaproth. Perteneció a los metales de transición; es más liviano que el acero y reacciona fácilmente con el oxígeno formando dióxido de óxido de zirconio (ZrO_2) o óxido de zirconio. No es posible encontrarlo como metal libre, sino formando parte de numerosos minerales como el silicato de óxido de zirconio ($ZrSiO_4$) y la badeleyita, o dióxido de óxido de zirconio estabilizado con itrio (Y-TZP) (56).

En 1990 se inició el uso de este material en odontología, con aplicaciones en ortopedia maxilar, brackets, postes intrarradiculares y aditamentos de implantes, hace una década, se empleó como componente de estructuras de coronas y prótesis fijas, con gran éxito clínico. Es de las cerámicas de última generación compuestas por óxido de óxido de zirconio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de Itrio (5%) (11).

Su éxito se debe a sus excelentes propiedades físico-mecánicas, como altos valores de tenacidad, alta dureza, resistencia al desgaste, buen comportamiento friccional, buen aislamiento eléctrico, baja conductividad térmica y resistencia a la corrosión con la mayoría de ácidos y alcalinos; además, tiene un módulo de elasticidad similar al del acero y un coeficiente de expansión térmica similar al del hierro. Ocupa un lugar único entre las cerámicas de óxido, ya que presenta los valores

más altos registrados por cualquier cerámica dental, y por eso ha generado un considerable interés en la odontología (57).

2.3.1 Fases. El óxido de Óxido de zirconio es un material polimórfico que presenta tres formas dependientes de la temperatura que son:

- **Monoclínica;** de temperatura ambiente a 1.170 °C, con un comportamiento mecánico reducido que contribuye a una disminuida cohesión de las partículas cerámicas y por lo tanto de la densidad (58).
- **Tetragonal:** de temperatura de 1.170-2.370 °C, que permite una cerámica con propiedades mecánicas mejoradas (58).
- **Cúbica:** de temperatura de 2.370° C al punto de fusión con propiedades mecánicas moderadas (58).

Para transformar el óxido de zirconio en fases de tipo tetragonal y cúbico es necesario aumentar la temperatura. El cambio de estructura provoca cambios dimensionales que pueden producir grietas en el material. Cuando comienza a enfriarse, luego de haber atravesado altas temperaturas, se generan grandes tensiones que pueden llevar al óxido de óxido de zirconio puro a la fractura. El uso de esta transformación de endurecimiento requiere que la fase tetragonal y cubica deban estabilizarse a temperatura ambiente mediante la aleación de óxido de zirconio puro con óxidos tales como itrio, magnesio, calcio y cerio, estos elementos estabilizan cualquiera de estas fases. Una clasificación de la cerámica de óxido de óxido de zirconio se ha propuesto en función de su microestructura como: (59).

- Óxido de zirconio totalmente estabilizado (FSZ): Óxido de zirconio en su forma cubica y contiene más de 8 moles de óxido de itrio.
- Oxido de óxido de zirconio parcialmente estabilizado (PSZ): Está formada por partículas tetragonales o monoclinicas de tamaño nano en una matriz cubica.
- Policristales óxido de zirconio tetragonal (TZP): Son materiales monolíticos principalmente de la fase tetragonal estabilizada más comúnmente con Itria o con Ceria. Los óxido de zirconios dentales son todos de este tipo, más comúnmente Y-TZP, ya que esta forma tiene la fuerza y la tenacidad a la fractura más alta después de mecanizado y sinterizado. El agregado de 2 a 3% de óxido de itrio la posibilidad de obtener cerámicas formadas casi completamente por óxido de zirconio en fase tetragonal a temperatura ambiente (37,60).

2.3.2 Propiedades. El óxido de zirconio presenta propiedades mecánicas superiores indicadas para la fabricación de restauraciones de tres o más unidades en el sector posterior. No obstante, la disposición policristalina del Y-ZTP disminuye sus propiedades estéticas, haciendo necesario la utilización de cerámicas con alto contenido de sílice como la feldespática para conseguir restauraciones estéticamente satisfactorias (4).

Las propiedades de la óxido de zirconio son similares a las del acero inoxidable, es un material radiopaco y presenta una resistencia a la tracción que puede ser de 900 a 1,200 MPa y resistencia a la compresión alrededor de los 2,000 Mpa (4,60).

La resistencia a la fractura del óxido de óxido de zirconio se debe a que en el momento de una fisura, ésta produce un aumento de energía provocando presiones tangenciales y un cambio de

estructura, pasando de su forma tetragonal a la monoclinica (que tiene un 4.7% más volumen) y por consiguiente se detiene el progreso de la grieta por las fuerzas de compresión. Poseen una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de cerámicas. Por ello, al óxido de zirconio se le considera el acero cerámico. Presenta módulo de elasticidad de 210 GPa (61).

- **Ventajas:** Este material no produce ninguna alergia ni muestra ningún tipo de incompatibilidad con la cavidad bucal. Por otra parte, es especialmente biocompatible con la mucosa y los tejidos, y protege la pulpa dental, ya que conduce el calor y el frío más lentamente que las prótesis de metal (61).

Las coronas que se realizan con óxido de zirconio son más ligeras que las de metal-cerámica y hasta el 50% más resistente. El color blanco del óxido de zirconio permite el uso de las coronas para un periodo más largo. Con estas coronas nunca será visible el metal, incluso si se retira la encía o se rompe un trozo de cerámica. Las coronas de óxido de zirconio limitan la adherencia de la placa dental (60).

- **Desventajas:** El óxido de zirconio (ZrO) puede presentar grietas durante el proceso de horneado (sinterizado) a causa de la transformación en sus fases cristalográficas de tetragonales a monoclinicas. Se ha descubierto que este fenómeno se puede contrarrestar, añadiéndosele alguno de los siguientes óxidos al compuesto: Magnesia (MgO), Itria (Y O), Ceria (Ce O) u otros dopantes, convirtiendo el óxido de zirconio puro en ZrO₂ estabilizada. El óxido de zirconio estabilizada con Itrio es un material de reciente utilización en la odontología para la fabricación de estructuras que sustituyen al metal y pueden ser cubiertas por otros cerámicos o vitrocerámicos como el Procera Crown Óxido de zirconio (62,63).

Una desventaja notable de las restauraciones de óxido de zirconio de contorno completo, en comparación con otros sistemas totalmente cerámicos, es su falta de translucidez debido a la elevada desintegración del índice de refracción de óxido de zirconio entre sus partículas y la matriz y debido a las partículas dispersadas (ligeramente mayor en tamaño a la longitud de onda De la luz incidente). Si bien muchos fabricantes han reivindicado la translucidez del óxido de zirconio, una mejor comprensión de las propiedades ópticas del óxido de zirconio, incluyendo el brillo superficial y la translucidez, puede ayudar a informar el desarrollo y la selección del material para mejorar los resultados estéticos.

- **Indicaciones:** El óxido de Óxido de zirconio puede utilizarse para confeccionar coronas unitarias, anteriores o posteriores, coronas en puente de uno o dos tramos de pónico, de 3 a 14 piezas en una sola estructura, es esta una de las principales diferencias con los otros sistemas de escaneado de óxido de zirconio, y también puede realizar coronas para implantes, incrustaciones, conectores de puentes que desarticulan el tramo, en caso de pilares no paralelos, y coronas telescópicas (62,64).

La resistencia estática a la fractura de puentes posteriores de tres unidades sobre estructuras de óxido de zirconio, es de 2-3 veces mayor que la de los puentes de 3 unidades realizados con cerámicas inyectadas (Empres II) o las cerámicas de infiltración (In Ceram u otras), pudiendo realizarse puentes de dos pónicos y hasta 14 piezas escaneadas y fresadas en un pieza (61).

2.4 Pilar híbrido.

El enfoque de pilar híbrido es una combinación de fuerza y estética. Sin embargo, todavía es relativamente nuevo en la implantología dental. El sistema de corona de pilar híbrido totalmente cerámico está formado por tres componentes: a) una corona de cerámica, b) un pilar de cerámica total, y c) un pilar de base de Ti.

Consiste en un pilar de cerámica y metal personalizado no retentivo atornillado y una carilla de porcelana separada, también fabricada con porcelana feldespática, utilizando la técnica de matriz refractaria (Fig. 1). Este enfoque innovador es aplicable a cualquier situación clínica que presenta una arquitectura espacial severamente reducida y ejes de implante / corona no coincidentes, y corresponde a la aplicación traslacional de carillas de porcelana de diseño novedoso (tipo III) y principios de restauración de adhesivos en el ámbito de los implantes (65)(66)(67).

Los principios tradicionales de la forma de retención y resistencia del pilar se sustituyen por el fuerte y confiable enfoque adhesivo de porcelana a porcelana (grabado con ácido fluorhídrico y silanización) (68).

La técnica es adecuada no solo en la dentición anterior sino también en los dientes posteriores con espacio interoclusal limitado (restauración de tipo onlay). La restauración de diseño novedoso en última instancia permite generar una restauración con ventajas similares a las de una restauración cementada (ausencia de un canal de acceso por tornillo), y al mismo tiempo proporciona una estética óptima a pesar de un espacio restaurativo extremadamente limitado (67).

2.5 Cementos.

Elemento vinculante utilizado como sustancia para hacer que los objetos se adhieran entre sí, o algo que sirva para unir firmemente. Un material que, al endurecerse, llenará un espacio o unirá los objetos adyacentes, el agente sintetizador (69).

Los últimos 30 a 40 años han sido testigos del desarrollo de nuevos sistemas de cemento y hay una gran disponibilidad de este material. Fue hasta 2009 que se produjo un cambio de paradigma y se introdujo un cemento híbrido de reacción ácido-base, que ofrecía propiedades físicas y de otro tipo que no diferían de los agentes de cementación basados en polímeros, sino que también los igualaban.

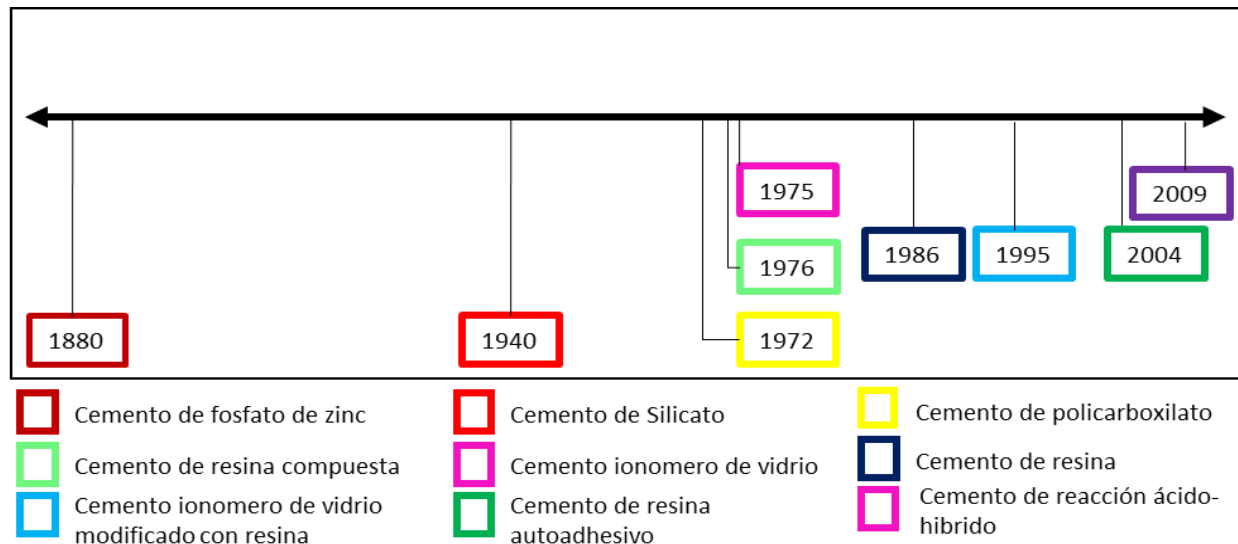


Figura 2. Cronología de agentes cementantes

2.5.1 Características y propiedades de los cementos. Deben ser biocompatibles, permitir suficiente tiempo de trabajo, ser suficientemente fluido para permitir el asentamiento completo de la restauración, formar rápidamente una masa dura suficientemente fuerte para resistir las fuerzas funcionales (63,64).

Resistencia, Módulo de elasticidad, Deformación plástica, Solubilidad y estabilidad, Grosor de película, Tiempo de trabajo, PH y Sensibilidad, Translucencia, Adhesión, Retención y liberación de flúor (64).

Un cemento definitivo debe ser capaz de mantener en posición una restauración por un periodo de tiempo indefinido, y además cerrar la brecha existente entre la restauración y el tejido dentario. Existen requisitos mecánicos, biológicos y del manejo de material que deben ser satisfechos (48): (a) Biocompatibilidad: no debe causar daño a la pieza dentaria o tejidos. (b) Debe permitir un tiempo de trabajo adecuado. (c) Debe ser suficientemente fluido como para permitir el asentamiento total de la restauración. (d) Endurecer rápidamente y ser capaz de soportar fuerzas funcionales. (e) Insoluble en el medio oral, manteniendo un sellado intacto con la restauración. (f) Radiopacidad adecuada. (g) Prevenir la caries dental. (h) Ser resistente a la micro filtración (i) Adherirse tanto a la restauración como a los tejidos dentarios. (j) No debe presentar sorción de agua. (k) Estéticas adecuadas. (l) Bajo costo. (m) Fácil de manipular. (n) Baja viscosidad de la mezcla (48).

2.5.2 Clasificación de cementos de uso odontológico

Tabla 2. Clasificación de cementos según su composición química

Materiales	Según composición química	
	Tipo de reacción	Formulación / Componentes
Cemento fosfato de zinc	Acido - Base	Polvo: óxido de zinc (ZnO)
Cemento policarboxilato		Líquido: ácido ortofosfórico (H ₃ PO ₄)
Cemento ionómero de vidrio convencional	Acido – Base y química	Polvo: óxido de zinc (ZnO)
Cemento ionómero de vidrio reforzado con resina		Líquido: ácido poliacrílico (C ₃ H ₄ O ₂)
Cemento de resina	Química	Polvo: óxido de aluminio (Al ₂ O ₃)
		Líquido: ácido poliacrílico (C ₃ H ₄ O ₂), Hidroetil metacrilato o grupo HEMA (C ₆ H ₁₀ O ₃)
		Hidroetil metacrilato o grupo HEMA (C ₆ H ₁₀ O ₃), ácido carboxílico CO ₂ H, Na ₂
		Relleno: Vidrio silicato de Bario Ba (SiO) ₄ , YbF ₃

Los cementos disponibles en odontología se pueden clasificar en dos grandes grupos: cementos en base a agua y cementos en base a resina polimerizable. Los cementos en base a agua incluyen al vidrio ionómero y al cemento fosfato de zinc, en cambio los cementos en base a resina incluyen las resinas Composite, cementos adhesivos y cemento vidrio ionómero modificado con resina (70).

2.5.2.1 Cementos de resina. Los cementos de resina se encuentran disponibles desde 1952, son considerados como la mejor alternativa para la cementación de restauraciones cerámicas libres de metal debido a la posibilidad de unirse a la porcelana previo grabado ácido y silanización de ésta (71).

Aportan una adhesión por mecanismo de retención micromecánica al esmalte, por hidratación de la dentina. Constituidos por una matriz en la cual se encuentran los elementos que aportan propiedades adhesivas y un relleno que proporciona propiedades ópticas y mecánicas (60,61).

Se ha determinado que los valores de resistencia a la tracción de los cementos de resina varían entre 44 a 77 MPa. El módulo de elasticidad fluctúa entre 2,1 y 3,1 GPa, siendo mucho menor al compararla con el cemento fosfato de zinc, cuyo valor es de 13,5 GPa. La resistencia compresiva varía entre 70 y 172 MPa, encontrándose dentro del rango permitido por la ADA en cuanto a resistencia del material. Se ha informado también que la variación de las cantidades relativas de moléculas de UDMA, Bis-GMA, y TEGDMA tienen un efecto significativo sobre las propiedades mecánicas de la composición del cemento de resina (72). El UDMA es un monómero reticular de alto peso molecular y mayor flexibilidad gracias a su unión de uretano. La presencia de éste puede contribuir a la reducción en la cantidad de TEGDMA, que es el monómero responsable de las tasas más altas de absorción de agua en materiales a base de resina debido a su enlace de éter hidrófilo.

Esto explica porque los materiales que sustituyen parte de TEGDMA por UDMA tienen menos cambios de color (49).

2.5.2.1.1 Composición. Los cementos de resina presentan una composición similar a las resinas compuestas, pero con menor cantidad de relleno y teniendo como monómero BISGMA y DMU, lo que les otorga una mayor fluidez. En ellos la porción resinosa provee este alto grado de contracción de polimerización, motivo por el cual también se le añaden partículas de relleno inorgánico para así disminuir esta característica negativa y otorgarle mayor resistencia a la abrasión y mejor manipulación (71,73).

Fase Liquida o Matriz: Es la parte del cemento que aporta sus propiedades adhesivas. Forma el entramado polimérico cuando se polimeriza el material.

Fase Solida o Relleno: es el componente que aporta sus propiedades ópticas y mecánicas. El tipo y cantidad de relleno determinar la densidad y el grosor de la capa (74).

Tabla 3. Composición y manipulación de algunos cementos resinosos

Marca del Cemento	Composición (75)	Manipulación
RelyXTM ARC (3M ESPE)	Pasta A: Bis-GMA, TEGDMA, sílice silanizado, polímero dimetacrilato funcionalizado, 2 benzotriazolil-4-metilfenol y 4-(Dimetilamino)-Benzeneetanol. Pasta B: Cerámica silanizada, TEGDMA, bis-GMA, sílice silanizado, polímero dimetacrilato funcionalizado, 2 benzotriazolil-4-metilfenol y peróxido de benzoilo. 72% de relleno en peso	Mezcla manual uniforme x 10seg
Multilink® (IVOCAR VIVADENT)	Dimetacrilatos y HEMA, rellenos de vidrio de bario, Trifluoruro de iterbio, cargas de dióxido de silicio, catalizadores y estabilizadores, pigmentos, bis-GMA, TEGDMA y peróxido de benzoilo. 70% de relleno en peso, 40% en volumen	Automix
Maxcem EliteTM (KERR CORPORATION)	HEMA, MEHQ (4 Metoxifenol), CHPO (Hidroperóxido de Cumeno), TiO ₂ (Dióxido de Titanio), monómeros de éster metacrilato y pigmentos, UDMA y vidrio de fluoraluminosilicato en la base y bis-GMA, TEGDMA, GPDM (glicerofosfato-dimetacrilato) y vidrio de barioaluminosilicato en el catalizador. 67% de relleno en peso y 46% en volumen	Automix
RelyX U200 (3M ESPE)	Pasta base: Monómeros de metacrilato, grupos de ácido fosfórico, rellenos silanizados, componentes iniciadores, estabilizadores y aditivos reológicos. Pasta catalizadora: monómeros de metacrilato, rellenos alcalinos, rellenos silanizados, componentes iniciadores, estabilizadores, pigmentos y aditivos reológicos. 70% de relleno en peso, 43% volumen	Mezcla manual uniforme x 10seg

2.5.2.1.2 *Clasificación de los cementos de resina.* El mecanismo de polimerización de los cementos de resina influye en sus propiedades mecánicas finales, pero por sobre todo determinan la utilidad clínica de éstos. Según el mecanismo de activación podemos clasificarlos en:

- **Cementos de Foto-curado:** Los cementos foto-polimerizables son los que entregan un mayor tiempo de trabajo, permitiendo un mejor asentamiento de la restauración y mayor estabilidad del color (71)(76). Sin embargo su uso se encuentra limitado a la cementación de carillas e inlays y en situaciones en las que el grosor del material y su opacidad no interfieren en la capacidad de la luz de polimerizar el cemento subyacente (77).
- **Cementos de Curado dual:** En la actualidad, la mayoría de los cementos de resina son de polimerización dual, lo que tiene la ventaja de permitir una adecuada polimerización en aquellas ocasiones en que la activación física no es posible, ya sea en áreas muy profundas o porque el grosor y tipo de material de restauración utilizado no lo permite, superando las limitantes que presentan ambos sistemas por separado (78).
- **Cementos de Auto-Curado:** Se encuentran indicados cuando las restauraciones a cementar no permiten el paso de la luz hacia el cemento. Los cementos de auto curado fueron los primeros cementos de resina en salir al mercado y presentan los mismos inconvenientes como un tiempo de trabajo más limitado en comparación con los fotocurables, inestabilidad del color y la posibilidad de incorporar burbujas a la mezcla cuando no se utilizan sistemas diseñados para evitar este último inconveniente. Sin embargo esta modalidad se sigue empleando principalmente para la cementación de postes preformados y de estructuras metálicas (79)(80).

2.5.2.1.3 *Cemento resinoso Relyx U200*

- **Composición química**

Pasta base: Monómeros de metacrilato con grupos de ácido fosfórico, monómeros de metacrilato, rellenos silanizados, compuestos iniciadores, estabilizadores y aditivos reológicos.

Pasta catalizadora: Monómeros de metacrilato, rellenos alcalinos (básicos), rellenos silanizados, compuestos iniciadores, estabilizadores, pigmentos y aditivos reológicos.

- **Propiedades del material**

Tabla 4. Propiedades Cemento resinoso Relyx U200 (3M ESPE)

Propiedad	Generación RelyX™ U200 fotopolimerizables
Fuerza flexural	99 MPa
Fuerza compresiva	291 MPa
Módulos de elasticidad	6.6 GPa
Dureza de la superficie	190 MPa
Grosor de la película	13 µm
Absorción del agua	28 µg/mm ³
Solubilidad	0 µg/mm ³
Expansión después de un mes	0.63%

La microdureza de un material de cementación está relacionada con su resistencia a la tracción, que influye en la descementación de las restauraciones protésicas (81) (82) (83). Por otro lado, se ha encontrado una correlación entre la microdureza y el grado de conversión de los materiales

resinosos (84)(85). Se podría decir entonces que a mayor valor de microdureza de un cemento resinoso, el comportamiento clínico del material es mejor. Esto se traduciría en una mejor compatibilidad biológica con el complejo dentinopulpar porque el porcentaje de monómeros convertidos es mayor y además un mejor sellado marginal contra la nano y microfiltración (86,87).

El cemento resinoso RelyX U200 3M ESPE presentaría un mejor comportamiento clínico comparado con otros cementos estudiados, por presentar mayores valores de dureza, esto significa mayores valores de grado de conversión y por lo tanto mejor biocompatibilidad y sellado marginal (83).

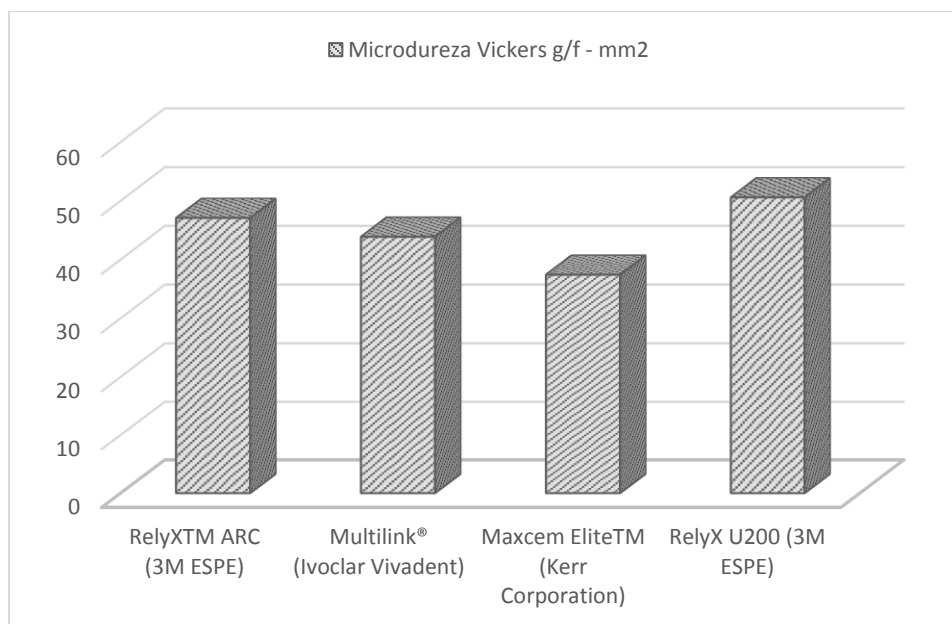


Figura 3. Cementos resinosos. Microindentación

2.5.3 Cementación. La cementación es un proceso indispensable para garantizar la adaptación marginal, la retención, menor riesgo de microfiltración y la durabilidad de las restauraciones indirectas (88). La odontología restauradora actual busca cumplir la filosofía preventiva y conservadora de máxima preservación de las estructuras dentales y con ello se han desarrollado diversas técnicas de cementado (89).

El desarrollo de los sistemas adhesivos y de los cementos resinosos posibilitó el restablecimiento de la estética y de la función en dientes extremadamente destruidos.

La cementación adhesiva garantiza una mayor retención de la pieza protésica al remante dental, en los casos de coronas cortas o muy expulsivas, promueven un mejor sellado dentinario y aumenta la resistencia del conjunto diente restauración; las superficies del diente y de la pieza protésica requieren tratamientos previos que promoverán la unión entre el tejido dentario y el cemento resinoso y de este con el material restaurador (90).

La unión del cemento resinoso al diente se debe al empleo de los sistemas adhesivos, y la unión del cemento resinoso a la pieza protésica dependerá del tipo de tratamiento realizado en la superficie interna de la misma. La literatura presenta diferentes técnicas de tratamiento de

superficie, que incluyen asperización de la superficie interna de la pieza protésica con puntas diamantadas, chorro de partículas de óxido de aluminio, condicionamiento con ácido fluorhídrico, y silanización. La adhesión a la cerámica dental y a la resina compuesta es el resultado de una interacción físico-química a través de la interfaz entre el adhesivo y la energía de la superficie de la cerámica dental (28,30,90).

El grabado con ácido fluorhídrico ha sido empleado con soluciones entre 2,5% y el 10% y con tiempos de aplicación que van desde 20 segundos a 3 minutos, siendo el tiempo de acondicionamiento dependiente de la fase vítrea de la cerámica. En el procedimiento la matriz vítrea se elimina selectivamente y la estructura cristalina queda expuesta. Las microporosidades aumentan en el área de superficie y logran una retención micro mecánica del cemento de resina (30,90).

Otros métodos como: la abrasión con instrumentos rotatorios de diamante, abrasión de partículas de aire con dióxido de aluminio, chorro de arena y combinaciones de cualquiera de estos métodos se han propuesto para proporcionar rugosidad y promover la retención micromecánica (30,90).

La principal causa de fracaso en el cementado de las prótesis de cerámicas se halla en la interfase cemento – cerámica. Es por ello que debe tratarse de conseguir la máxima unión a cerámica. Ésta unión puede ser a través de una retención adhesiva y una retención no adhesiva (73,91).

2.5.3.1 Técnica no adhesiva o mecánica

- Acondicionamiento de la restauración (55).
 - Desengrasar la restauración con alcohol.
 - Arenar con óxido de aluminio con grano de tamaño $\leq 50 \mu\text{m}$ (Cojet™), hasta que toda la superficie adquiriera una apariencia mate, si es excesivo produce un desgaste de la cerámica debilitándola (91).
 - No grabar con ácido fluorhídrico, retirar los excesos de arena con alcohol y secar con aire.
 - Aplicar el Adhesivo Scotchbond Universal a la superficie de adhesión de la restauración y frótelo durante 20 segundos
 - Expandir el adhesivo con un chorro de aire hasta que el solvente se evapore.
 - No se fotopolimeriza.

2.5.3.2 Técnica adhesiva

Se realiza a través de los silanos, estos establecen enlaces de hidrógeno y covalentes con la superficie de la cerámica y los grupos de hidroxilo libres, son fundamentales para conseguir buenas uniones a las cerámicas a base de sílice. Además se unen a la matriz orgánica de la resina (88).

- Acondicionamiento de la restauración cerámica (55).
 - Desengrasar la restauración con alcohol antes de colocarla.
 - Aplicar ácido fluorhídrico al 5 % (VITA CERAMICS ETCH), Durante 60 segundos.
 - Eliminar todos los restos de ácido aplicando agua pulverizada durante 60 segundos.
 - Dejar secar durante 20 segundos.

- Aplicar silano en las superficies grabadas (VITASIL). Esperar hasta que se evapore por completo.
- Aplique el Adhesivo Scotchbond Universal a la superficie de adhesión de la restauración y frótelo durante 20 segundos
- No fotopolimerizar.
- Preparar para la inserción protegiendo de la luz.

2.6 Adhesión.

Desde 1955 Buonocuore introdujo la técnica de grabado ácido del esmalte. A esta técnica se han incorporado diversas modificaciones; variando los tipos y concentraciones de los ácidos utilizados para preparar el esmalte y sus tiempos de aplicación; apareciendo nuevos polímeros, variando como un procedimiento clínico rutinario (92)(93)(94).

2.6.1 Adhesión a las cerámicas. Las cerámicas son materiales que presentan complejidad de manejo de laboratorio, baja resistencia a las tensiones de tracción y una elevada dureza. Ningún material es capaz de sustituir el esmalte dentario con características ópticas estéticas y mecánicas con tanta excelencia como la cerámica (69).

Previamente al proceso adhesivo, es fundamental limpiar la restauración de preferencia con arenado de óxido de aluminio de 50 μm , a presión de 60 a 80 lb/pul durante cinco segundos. El arenado con óxido de aluminio permite crear microporosidades para la retención micro mecánica de los cementos (95).

El mecanismo de adhesión a la cerámica implica generalmente un proceso de acondicionamiento del ácido y posterior salinización de la superficie interna de la restauración.

Se ha comprobado que el acondicionamiento con ácido fluorhídrico de 9% al 12% promueve una óptima interacción entre el cemento resinoso y la cerámica, favoreciendo la retención y minimizando de microfiltración.

El acondicionamiento interno de la cerámica provoca disolución de los cristales, permite la adhesión por infiltración del adhesivo en las áreas disueltas de la cerámica y promueve la eliminación de rajaduras superficiales y hendiduras en la superficie interna de la restauración (95).

2.6.2 Fracasos en la Adhesión. Las distintas técnicas adhesivas suponen el empleo de una técnica compleja y además el conocimiento de los distintos sistemas adhesivos que vayan a ser usados por el clínico. En los últimos años han aparecido en el mercado sistemas adhesivos, cada vez más fáciles de manejar, con menor número de pasos con objeto de simplificar la técnica (73).

La localización de este fallo tiene importancia por dos motivos principalmente: (a) La resistencia adhesiva a uno u otro nivel, (b) Por su importancia biológica, pues el fallo adhesivo según al nivel que sea tendrá repercusiones clínicas como la microfiltración, caries marginal y sensibilidad postoperatoria (73).

2.6.3 Clasificación del fallo. Los fracasos en la adhesión se van a traducir en fallos a distintos niveles de las distintas interfaces.

- Un fallo adhesivo: sería aquel que ocurre entre dos estructuras distintas, es decir en la interfase entre ambas.
- Un fallo cohesivo: sería aquel que ocurre en el interior de la estructura del material (73).

2.7 Fuerzas o cargas.

Se realiza de acuerdo con la dirección de aplicación de la fuerza.

1. Fuerza tensional: La fuerza que, al ser aplicada a un cuerpo elástico, tiende a producirle una tensión.
2. Fuerza de torsión: La aplicación de un momento de fuerza sobre el eje longitudinal de una pieza prismática.
3. Fuerzas tangenciales o de cizallamiento: Fuerza interna que desarrolla un cuerpo como respuesta a una fuerza cortante y que es tangencial a la superficie.
4. Fuerza compresiva: La aplicación de la carga es en sentido vertical. El cuerpo ante la aplicación de la carga genera internamente una fuerza que se opone a la carga experimentada, de esto es responsable su estructura atómica. Se pueden presentar tres situaciones: la estructura atómica logra equilibrar la carga aplicada, el cuerpo no se modifica en su forma o la carga aplicada produce una deformación elástica transitoria sobre el cuerpo; si se retira la carga la estructura atómica logra recuperarse.

Cuando la carga aplicada sobrepasa la fuerza estructural interna del cuerpo, se produce una deformación permanente. Si la carga se sigue incrementando se producirá la fractura del cuerpo en compresión (96).

2.7.1 Resistencia al cizallamiento. Puede ser definida como la carga necesaria para producir una fractura en la interfase de unión entre dos materiales cuando se aplican fuerzas paralelas de sentido contrario.

A pesar de los numerosos estudios sobre la fuerza de unión entre diferentes interfases, todavía se busca un protocolo y prueba ideal de resistencia de la unión, acordándose en la Academia de Materiales Dentales de 2009 en Portland (Oregón) que el test de resistencia al cizallamiento es el más adecuado (97).

En el estudio de Al-Donan H.et al. destaca que la prueba de resistencia de unión al cizallamiento, es realizada entre dos materiales que se conectan a través de un agente adhesivo y se cargan a cizalla hasta producir la su separación, entendiendo que es aquella situación en que los materiales son sometidos a la acción de dos fuerzas opuestas que se aproximan entre si sobre diferentes rectas paralelas (20).

3. Objetivos

3.1. Objetivo General.

Evaluar *in vitro* la resistencia al cizallamiento entre la cementación no adhesiva de disilicato de litio a óxido de zirconio y la cementación adhesiva de disilicato de litio a una cerámica híbrida, usando cemento resinoso dual

3.2. Objetivos Específicos.

- Determinar la resistencia de unión al cizallamiento entre la cementación adhesiva de disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado a una cerámica híbrida (ENAMIC)
- Establecer la resistencia de unión al cizallamiento entre la cementación no adhesiva de disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado al óxido de zirconio (Y-TZP)
- Comparar la resistencia a fuerzas de cizallamiento entre la cementación no adhesiva de disilicato de litio a dióxido de óxido de zirconio estabilizado con itrio y la cementación adhesiva de disilicato de litio a una cerámica híbrida, usando cemento resinoso dual.

4. Método

4.1 Tipo de estudio.

Estudio experimental *in vitro* que evalúa la resistencia al cizallamiento, en condiciones rigurosamente controladas.

4.2 Muestra

Para el presente trabajo de investigación se fabricaron 50 cilindros, que fueron repartidas en dos grupos: 25 unidades de óxido de zirconio (Y-TZP) y 25 unidades de cerámica híbrida (ENAMIC), además, se elaboraron 50 unidades de disilicato de litio que fueron cementadas a los cilindros de óxido de zirconio (25) y Enamic (20,25,98-101).

4.3 Criterios de Selección.

4.3.1 Criterios de Inclusión de la muestra

- Muestras que cumplan con los estándares de fabricación en medidas y calidad de la superficie
 - Óxido de zirconio y Enamic: Cilindros de 8 mm de diámetro x 15mm de longitud (20).
 - Disilicato de litio: Cilindros de 8 mm de diámetro x 4 mm de longitud

4.3.2 Criterios de Exclusión de la muestra

- Muestras que presenten líneas de fractura y porosidad.
- Muestras no homogéneas o irregulares

4.4 Variables

Tabla 5. Variables para el análisis del problema de investigación.

Variable	Definición	Naturaleza de la variable	Escala de medición	Categorías
Fuerza cizallamiento	Fuerza interna inducida que se opone al deslizamiento de un plano en un plano adyacente o la fuerza que se resiste a una acción de torsión	Cuantitativa	Razón	Número expresado en Newtons
Tipo de material	Material de infraestructura que proporcionan resultados estéticos garantizando la función de una restauración	Cualitativo	Nominal	Óxido de zirconio (1) Cerámica Híbrida (2)
Tiempo	Tiempo hasta que se produzca una fractura	Cuantitativa	Razón	Segundos (Sg)

4.5 Procedimientos

4.5.1. Recolección de la muestra. Este estudio invitro se desarrolló en el laboratorio dental de la Universidad Santo Tomas sede Floridablanca, en el laboratorio de investigación de la fundación universitaria CIEO en la ciudad de Bogotá y el laboratorio de microtensión de la Universidad Pontificia Bolivariana.

Se estandarizo la aplicación de los criterios de elegibilidad y se recogieron los datos de cada muestra.

Se elaboraron un total de cien cilindros (99) 50 con dimensiones de 8 mm de diámetro por 15 mm de longitud y cincuenta (50) de 8mm de diámetro por 4 mm de longitud (20).

Tabla 6. Materiales

Grupo	Sistema de restauración	Muestra	Método de fabricación
1	Óxido de zirconio(YZ)	25	CAD/CAM
2	Cerámica Híbrida (ENAMIC)	25	CAD/CAM
3	Disilicato de litio	50	Inyectada o termoprensada

1. Los especímenes para las muestras de óxido de zirconio se fabricaron a partir del escaneo de un cilindro pre-fabricados de la casa comercial Remanium CSe con dimensión de 8 mm de diámetro y 15 mm de alto; se fresaron los cilindros mediante un proceso CAD-CAM (CEREC MCXL Sirona CEREC® Alemania) en un disco pre-sinterizados de óxido de zirconio (VITA YZ) de un diámetro de 98,4 mm y altura de 18mm.
2. Los especímenes para las muestras de cerámica híbrida (ENAMIC) se fabricaron a partir de los cilindros de óxido de zirconio sinterizado mediante un proceso CAD/CAM (CEREC MCXL Sirona CEREC® Alemania) en discos (VITA ENAMIC) de un diámetro de 98,4 mm y una altura de 18mm.
3. Los cilindros para las muestras de Disilicato de Litio se elaboraron a partir del duplicado de los cilindros VITA YZ y ENAMIC mediante una matriz de silicona de adición (Elite-Zhermack/liviana). Se derretió cera para patrones (StarWax.CB DENTAURUM), se realizó chorreado sobre la impresión y de esta forma se obtuvieron los cilindros en cera. El revestimiento se realizó con IPS PressVEST Speed (revestimiento rápido) el cual se mezcló en una máquina de vacío Vacuum Power Mixer, se procedió al proceso de fundición de la cera mediante la técnica de cera perdida en un horno EGEO FURMAX a una temperatura de 850°C durante un tiempo de 60 min para la posterior inyección de pastillas IPS e.max Press LT Ivoclar Vivadent (composición SiO₂, otros componentes adicionales Li₂O K₂O MgO entre otros), utilizando un horno Programat ep 5000 de Ivoclar según las indicaciones de la casa del fabricante; Una vez retirado todo el revestimiento, con el líquido IPS e.max Press Invex se elimina la capa de reacción que se forma durante el proceso de inyección.

4.5.2 Distribución de la muestra. La muestra se dividió en 2 grupos de 25 espécimen cada uno; veinticinco (25) corresponden a disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementados a óxido de zirconio (YZ) y veinticinco (25) a disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado a una cerámica híbrida (ENAMIC)

Tabla 7. Distribución de la muestra.

Grupo	Sistema de restauración	Muestra	Técnica de fabricación
1	Óxido de zirconio(YZ) + Disilicato de litio	25	CAD/CAM
2	Cerámica Híbrida(ENAMIC) + Disilicato de litio	25	CAD/CAM

Tabla 8. Características de los tipos de materiales evaluados

Material	Componentes	Propiedades Mecánicas
Dióxido de óxido de zirconio estabilizado con itrio	ZrO ₂ 57%	Resistencia a la tracción: 900 a 1200 Mpa
	Y ₂ O ₃	Resistencia compresiva: 2000 Mpa
	HfO ₂	Resistencia a la flexión: 1000 y 1500 Mpa
	Al ₂ O ₃	Módulo de elasticidad: 210 GPa
	Er ₂ O ₃	Resistencia Flexural: 1358.5 Mpa
	Fe ₂ O ₃	Dureza Vickers: 13.9 Gpa
Cerámica híbrida (ENAMIC)	SiO ₂ > 58 %	Resistencia compresiva: 150-160 Mpa
	Al ₂ O ₃	Módulo de elasticidad: 30 GPa
	Na ₂ O	Resistencia a la flexión: 150 – 160 Mpa
	K ₂ O	Resistencia Flexural: 144.4 Mpa
	B ₂ O ₃	Dureza Vickers: 2.4 Gpa
	CaO	
Disilicato de litio. I.P.S EMAX Press	TiO ₂	
	SiO ₂ > 57 %	Resistencia a la fractura: 360-400 MPa
	Li ₂ O	Resistencia a la flexión: 350 Mpa
	K ₂ O	Módulo de elasticidad: 30 GPa
	MgO	Dureza Vickers: 5800 Mpa
	ZnO ₂	Resistencia a la flexión: 400 Mpa
	Al ₂ O ₃	
	P ₂ O ₅	

4.5.3 Cementación. Se procedió a la cementación no adhesiva de veinticinco (25) cilindros de disilicato de litio a veinticinco (25) cilindros de dióxido de óxido de zirconio estabilizado con itrio y a la cementación adhesiva de veinticinco (25) cilindros de disilicato de litio a veinticinco (25) cilindros de una cerámica híbrida, se usó cemento resinoso dual.

Los procedimientos para la cementación en los dos grupos, se desarrollarán de acuerdo al protocolo de cada casa comercial, como se observa en la Tabla 4.

Tabla 9. Protocolo de Cementación para Óxido de zirconio, Cerámica híbrida y disilicato de litio

Acondicionamiento de la restauración	
Óxido de zirconio (102)	Cerámica Híbrida (ENAMIC) (12)
- Se limpia en isopropanol al 99% durante 10 minutos.	- Desengrasar la restauración con alcohol
- Se deja secar a temperatura ambiente.	- Aplicar ácido fluorhídrico al 9,6% durante 30 seg.
- Aplicar una capa de silano durante 20 segundo	- Enjuagar con agua durante 60 seg.
- Dejar secar por 60 segundo.	- Dejar secar durante 20 seg.
	- Aplicar silano en las superficies grabadas, esperar a que se evapore por completo
	- Aplicar adhesivo y soplar (103)
	-No polimerizar

Disilicato de litio (40)

- Arenado con óxido de aluminio de 50 μm a 2 bares.
- Enjuagar con agua
- Secar con aire libre de aceite y agua.
- Aplicar ácido fluorhídrico al 9.6% durante 20 seg.
- Enjuagar con agua
- Secar con aire libre de aceite y agua
- Aplicar adhesivo y airear la superficie durante 20 seg
- No polimerizar

Cementación de la restauración

- Aplique una capa uniforme del cemento adhesivo de resina Relyx U200 (3M ESPE) a la restauración para asegurar una interfaz sin espacios.
- Insertar de la restauración en la posición indicada
- Realizar presión en su centro utilizando el dispositivo de presión constante (UNICIEO) a 5kg o a una presión de asiento vertical uniforme de 6N
- Fotopolimerizar por 20 segundos por cada superficie

Se fotopolimerizó la zona central de cada cilindro de disilicato durante 3 segundos con una potencia de 1200 mW/cm² (Bluephase, Ivoclar Vivadent®) para fijar la restauración. Se eliminaron los excesos, se polimerizó el composite de cementación sección a sección con una lámpara de polimerización con una potencia mín. 1200 mW/cm², se polimerizó 10 segundos por cada mm de material.

Veinticuatro (24) horas después de la cementación de los cilindros se realizará la aplicación de las cargas de cizallamiento.

4.5.4 Dispositivo para la medición y toma de registro. Después de las 24 horas los cincuenta (50) cilindros se sometieron a una carga de cizalla constante. Los especímenes fueron cargados en el inserto, el cual permaneció fijo mientras se realizaba la prueba en una máquina universal de ensayos a través de la cual se pueden medir presiones y deformaciones producidas por la aplicación de una carga (MTS Criterion TM Model 43), usando una velocidad de 2 mm/min con una platina de sección, la carga de la fractura de cada muestra se registra en el instrumento diseñado para tal fin.

4.6 Plan de análisis estadístico.

Se utilizarán diferentes pruebas estadísticas para el análisis de los resultados obtenidos de los ensayos mecánicos que evaluarán la resistencia mediante el Stata.

4.6.1 Plan de análisis univariado. Para las variables cualitativas se utilizarán frecuencias, porcentajes o razones; mientras que para las variables cuantitativas medidas de tendencia central y dispersión.

4.6.2 Plan de análisis bivariado. Se evaluará la normalidad de la variable “resistencia al cizallamiento” para determinar la prueba estadística a utilizar para la comparación que se realizará entre los dos grupos. En caso de que la distribución sea normal, se utilizará la prueba de-t de Student, de lo contrario la prueba no paramétrica de comparación de medias de Mann Whitney.

4.7 Implicaciones bioéticas.

Este trabajo de investigación se clasifica como investigación sin riesgo, según lo dispuesto en el artículo 11 y se ajusta a todas las especificaciones incluidas en la resolución número 008430 del 4 de octubre de 1993.

ARTICULO 11. Para efectos de este reglamento la investigación se clasifica en la categoría: b) Investigación con riesgo mínimo: Son estudios prospectivos que emplean el registro de datos a través de procedimientos comunes entre los que se considera: obtención de dientes permanentes extraídos por indicación terapéutica.

5. Resultados

Se presenta un análisis descriptivo de los datos de resistencia al cizallamiento y tiempo de fractura entre la cementación no adhesiva del disilicato de litio (I.P.S EMAX) al óxido de zirconio (Y-TZP) y la cementación adhesiva del disilicato de litio (I.P.S EMAX) a una cerámica híbrida (ENAMIC), usando un cemento resino dual, con el fin de realizar una comparación in vitro de la resistencia adhesiva de estos materiales.

De manera global se presentan los resultados de las variables cuantitativas de cada grupo.

En el grupo de cementación no adhesiva del disilicato de litio (I.P.S EMAX) al óxido de zirconio (Y-TZP) se presentó un promedio de resistencia de unión al cizallamiento de 5.7 Megapascals y se encontró que el 75% de las muestras tuvieron una resistencia menor a 8.3 MPa. El tiempo promedio fue de 15.5 segundos desde el inicio de la carga hasta el momento de la fractura (Tabla 10)

Tabla 10. Descripción de la resistencia y el tiempo de fractura en el grupo de cementación no adhesiva al óxido de zirconio(Y-TZP)

Tipo de material	N° de observaciones	Resistencia (MPa)			Tiempo (Seg)		
		Promedio	Mínimo	Máximo	Promedio	Mínimo	Máximo
Óxido de zirconio	25	5.7	1.2	10.3	15.51	6.62	28.42

En el grupo de cementación adhesiva del disilicato de litio (I.P.S EMAX) a una cerámica híbrida (ENAMIC), se presentó un promedio de resistencia de unión al cizallamiento de 17.8 Megapascals y se encontró que el 75% de las muestras tuvieron una resistencia menor a 21.3 MPa. El tiempo promedio fue de 32.18 segundos desde el inicio de la carga hasta el momento de la fractura (Tabla 11).

Tabla 11. Descripción de la resistencia y el tiempo de fractura en el grupo de cementación adhesiva al ENAMIC)

Tipo de material	N° de observaciones	Resistencia (MPa)			Tiempo (Seg)		
		Promedio	Mínimo	Máximo	Media	Mínimo	Máximo
Enamic	25	17.8	8.4	30.6	32.18	18.12	46.82

Respecto al tipo de falla, se evaluó si era adhesiva o cohesiva en cada grupo de materiales, en el sistema compuesto por disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado al óxido de zirconio (Y-TZP) se presentó en mayor porcentaje casos de fallas adhesivas mientras que en el grupo compuesto disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado a una cerámica híbrida (ENAMIC) las fallas fueron en su mayoría de tipo cohesivo.

Tabla 12. Descripción del tipo de falla en los grupos de estudio

Tipo de material	N° de observaciones	Tipo de falla			
		Adhesiva		Cohesiva	
		Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Óxido de zirconio	25	23	92%	2	8%
Enamic	25	6	24%	19	76%

Comparando la resistencia obtenida de cada grupo, es evidente que los materiales que presentaron menor resistencia en su adhesión desde el inicio de la carga hasta el momento de la fractura fueron el disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado al óxido de zirconio (Y-TZP) con una media de 5.7 MPa y una desviación estándar de 2.8 con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$) respecto al material más resistente, el sistema cerámico de Disilicato de Litio (I.P.S EMAX) cementado a una cerámica híbrida (ENAMIC) soportó mayor fuerza antes de la fractura con una media de 17.8 MPa y una desviación estándar de 5.6 (Tabla 13)

Tabla 13. Comparación de la resistencia de unión al cizallamiento en los grupos de estudio

	Media (MPa)	Desviación Estándar	Mediana (Mpa)	Rango Intercuartil (Mpa)	p
Óxido de zirconio	5.7	2.8	5.2	3.7 - 8.3	<0,001
Enamic	17.8	5.6	18	14.1 - 21.3	

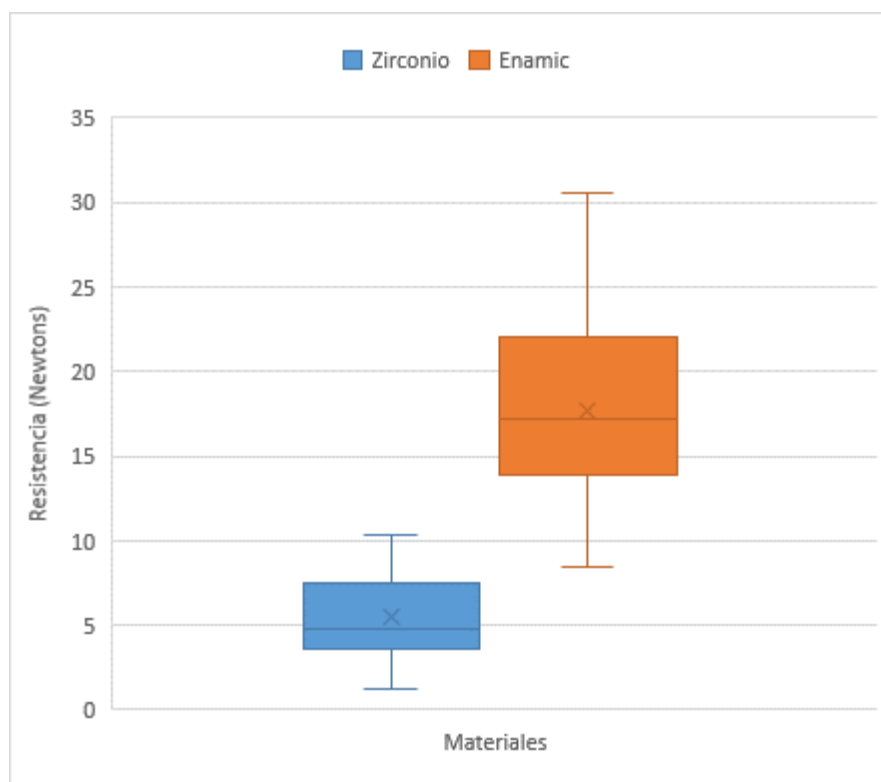


Figura 4. Comparación resistencia de unión al cizallamiento en los grupos de estudio

Según la media obtenida de cada grupo para el tiempo de fractura, los materiales que presentaron con mayor rapidez falla fueron el disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado al óxido de zirconio (Y-TZP) con una media de 15.51 seg y una desviación estándar 6.34 con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$) respecto al tiempo de fractura alcanzada por disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado a una cerámica híbrida (ENAMIC) con una media de 35.18seg y una desviación estándar de 7.55 (Tabla 13).

Tabla 14. Comparación del tiempo de fractura en los grupos de estudio

	Media (Seg)	Desviación Estándar	Mediana	Rango Intercuartil	p
Óxido de zirconio	15.51	6.34	16.02	10.32 – 18.21	<0,001
Enamic	32.18	7.55	34.01	26.62 – 35.23	

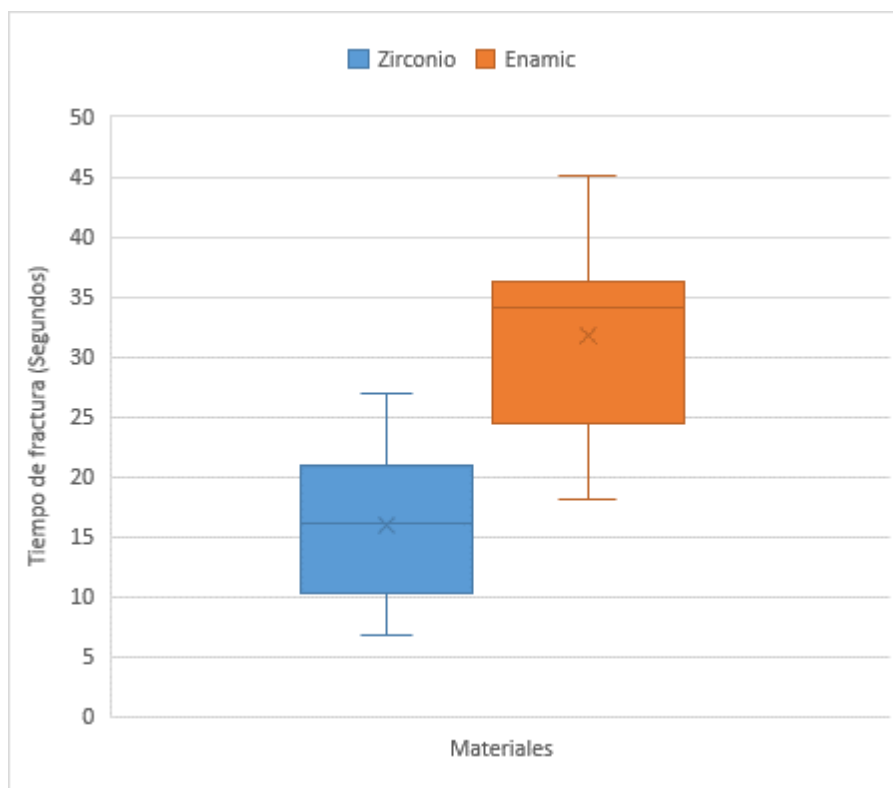


Figura 5. Comparación de tiempo de fractura en los grupos de estudio

La realización de las pruebas estadísticas para establecer posibles diferencias se realizó de acuerdo a la distribución de los datos, siendo utilizada la prueba de Shapiro Wilk donde se obtiene una distribución normal para todas las variables en los grupos de comparación (> 0.05), por lo cual se utiliza una prueba paramétrica.

A partir de la prueba T-student se encuentra diferencia estadísticamente significativa (<0.001) entre los promedios de la resistencia al cizallamiento y el tiempo de fractura entre los grupos de cementación, el grupo de disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado a la cerámica híbrida (ENAMIC) presento mayores valores de resistencia y tiempo de fractura.

6. Discusión

En la actualidad, la necesidad de estética y biocompatibilidad superior conducen al uso de materiales totalmente cerámicos. Dichos materiales presentan limitantes en cuanto a resistencia, restringiendo su aplicabilidad a restauraciones de tres o cuatro unidades en condiciones gnatólogicas óptimas (104,105). La introducción de policristales tetragonales de zirconio (Y-TZP) como material restaurador permite realizar restauraciones de múltiples unidades con altas tasas de confianza y éxito. Este material con buena estabilidad química y dimensional, alta resistencia mecánica, tenacidad, un módulo de Young similar al del acero inoxidable y la combinación con la tecnología CAD / CAM, da como resultado una nueva generación de materiales cerámicos y compuestos para aplicaciones por capas, monolítica y como pilares de restauraciones sobre implantes (23,106). Las estructuras de zirconio son más aceptables desde el punto de vista estético

en comparación con los metálicos, aunque en la práctica clínica el zirconio es todavía demasiado blanca y demasiado opaca, esta característica hace necesario el uso de materiales de recubrimiento que mejoren sus propiedades ópticas y estéticas (104).

Para obtener los beneficios de resistencia y estética en pilares de zirconio, la unión entre la estructura y la cerámica de recubrimiento debe ser adecuada para transmitir las tensiones funcionales, siendo esta unión el componente más débil, sensible al acabado, al tipo de cerámica que lo recubre o al método de cementación al pilar (106,107). La combinación de fuerza de las estructuras en zirconio y la translucidez de las porcelanas permiten construir restauraciones con altas propiedades estéticas, sin embargo, cuando el zirconio es utilizado como pilar, es necesaria la cementación de porcelanas que posean mejores propiedades ópticas, lo que ocasiona una interfaz sensible a fallas entre los materiales. Para contrarrestar las fallas en las interfaces de los materiales cerámicos, surgen las resinas compuestas nanocerámicas como Vita Enamic que ofrece un menor módulo de elasticidad, a pesar que su resistencia a la flexión es menor que la de otros materiales CAD/ CAM, afirma el Dr. Michael Sadoun (108).

La cerámica híbrida Vita Enamic se caracteriza por combinar materiales resistentes y elásticos, ofreciendo una capacidad de carga elevada. Mediante la matriz cerámica integral y la matriz polimérica orgánica imita la estructura de los dientes naturales, además, el módulo de elasticidad y resiliencia elevada hace que este material marque diferencia respecto a los materiales cerámicos y de composites tradicionales (12,52).

La mayoría de los materiales cerámicos presentan un módulo de elasticidad más elevado que Vita Enamic, es decir, son más rígidos. De igual forma, su matriz polimérica infiltrada proporciona una capacidad de carga cuatro veces mayor, a pesar de su bajo módulo de elasticidad y resiste un alargamiento de ruptura entre 200% y 400% más que las demás cerámicas. Esto se evidenció en el ensayo de carga de ruptura estática de Vita Enamic, donde se obtuvo una carga de rotura de 120 MPa, el valor más alto de los materiales ensayados.

En el presente estudio se observó que las muestras con cementación no adhesiva de disilicato de litio a dióxido de zirconio, presentaron 92% de fallas adhesivas a la superficie del Zirconio, demostrando una menor resistencia de unión al cizallamiento en la interfaz más débil del sistema. Estos resultados fueron comunes a los presentados en publicaciones en donde se hace referencia a que los esfuerzos de los fabricantes se centraron en aumentar la resistencia de la estructura y los materiales cerámicos de recubrimiento, mientras que la unión entre ellos no se consideró adecuadamente (106,109).

En estudios que comparan la resistencia adhesiva al cizallamiento de una cerámica cementada al zirconio se ha evidenciado que la descementación de la cerámica es un modo de falla común y que se deben plantear grandes exigencias en la calidad de la unión (107,110). Diferentes variables pueden afectar la fuerza de unión de las restauraciones no homogéneas, entre estas se encuentra el acabado de la superficie que puede afectar la retención mecánica, la tensión residual generada por la falta de coincidencia en el coeficiente de expansión térmica, propiedades humectantes y la contracción volumétrica de la cerámica de recubrimiento, los efectos individuales y combinados de tales variables pueden influir en la resistencia de la unión de la estructura y el recubrimiento y, por lo tanto, en la tasa de éxito clínico de tales restauraciones (110-112).

En un estudio, en el que se evaluaba la resistencia de unión de diferentes estructuras de zirconio y cerámicas prensadas de recubrimiento, se observó que la resistencia era dependiente del tipo de cementación y del material cementado. Además, se informó que la aplicación de material de cubrimiento, tuvo un efecto negativo en la resistencia de la unión al zirconio y el modo de falla (110).

Aboushelib et al. en un estudio que evaluaba la resistencia de la zirconio y carillas de recubrimiento concluyó que la resistencia de unión de estos materiales era inferior en comparación con otros sistemas totalmente cerámicos, lo que sugiere que las estructuras de zirconio con capa son más susceptibles a la delaminación, astillado y fractura bajo la función, comprobando que la aplicación del material de recubrimiento tiene un efecto perjudicial sobre la resistencia de la unión de la zirconio, especialmente cuando se utiliza cerámica prensada (110).

Tinschert y colaboradores evaluaron cuatro especímenes de cilíndricos de feldespato cementados con resina adhesiva fotopolimerizable (Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japón) a cilindros de zirconio estabilizado con itrio, estas muestras fueron sometidas a fuerzas de cizalla obteniendo una resistencia media de aproximadamente 10 MPa. Estos valores son similares a los reportados en esta investigación e igualmente se asocian en mayor porcentaje a fallos adhesivos en la unión de los materiales. De igual forma, el autor afirma, que el coeficiente de expansión térmica de la estructura de zirconio y de la cerámica de recubrimiento es un factor importante para hacer una combinación exitosa, cuando el coeficiente de expansión térmica del material de recubrimiento era más alto que el de la estructura, se observó la formación de microfisuras masivas (113,114).

De Jager y colaboradores asociaron la disminución de la fuerza de unión entre la estructura y la cerámica a factores como las tensiones previas debidas a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica, pobre humedecimiento de la estructura, contracción por disparo de la cerámica de recubrimiento, transformación de cristales de zirconio en la interfaz debido a las influencias térmicas o la carga de tensión, y la formación de fallas inherentes durante varios pasos de fabricación (115).

Taira Y. et al en el año 2013 evaluaron la resistencia adhesiva al cizallamiento obtenida empleando diferentes tipos de silano, utilizando una porcelana cementada sobre bloques de resina. El mayor valor obtenido fue de 45.2 ± 2.5 MPa empleando un silano multicomponente y el menor valor fue con el grupo de control (sin silano) obteniendo un valor de 13.8 ± 3.3 MPa. En todos los grupos se utilizó un cemento de autopolimerización (MMA-TBB, Wako pure chemical inc) y un grabado con ácido fluorhídrico al 9.6% por 1 minuto. Si se comparan los valores del grupo donde se utilizó un “silano multicomponente” y el grupo control “sin silano”; los valores de ambos grupos son similares a los valores obtenidos en nuestra investigación (116).

Los valores obtenidos por Tevfik Y., Erhan D. y colaboradores en el 2012, que evaluaron el efecto del tratamiento de superficie en la resistencia al cizallamiento para porcelana feldespática (VM9) y con alto contenido de leucita (VM7). Todos los grupos fueron silanizados previa cementación. El cemento utilizado para todos los cuerpos de prueba fue un cemento autoadhesivo (Panavia 2.0, kuraray medical inc.). El mayor valor obtenido en el grupo de porcelana feldespática fue con el

tratamiento de arenado de dióxido de aluminio de 50 micras a una presión de 2.8 bares a 10 mm de distancia más el tratamiento laser de la superficie con Er:Yag (Fotona, At fidelis inc) este valor fue de 8 ± 3.48 , evidenciando que ninguno de los tratamiento de superficie no aumenta de manera significativa los valores de adhesión (117).

En resumen, en nuestro estudio evaluamos la resistencia de unión a fuerzas de cizallamiento entre la cementación no adhesiva de disilicato de litio a dióxido de zirconio estabilizado con itrio y la cementación adhesiva de disilicato de litio a una cerámica híbrida, usando cemento resinoso dual, se determinó que existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de adhesión de los dos grupos, se evidencia mayores fallas adhesivas en el grupo de disilicato de litio y zirconio debido a que el zirconio no presenta en su composición química sílice y por esto no se permite una adhesión química entre los sustratos y el cementante.

7. Conclusiones

- Los valores promedios de la resistencia de unión al cizallamiento entre el disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado una cerámica híbrida (ENAMIC) fue de 893.8 Newtons con un tiempo de falla promedio de 32.18 segundos.
- Los valores promedios de la resistencia al cizallamiento entre el disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado al óxido de zirconio (Y-TZP) fue de 284.9 Newtons y con un tiempo promedio de falla de 15.5 segundos.
- Al analizar los resultados de los dos grupos de muestras se puede evidenciar que el grupo de disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado una cerámica híbrida (ENAMIC) obtiene valores más altos en cuanto a la resistencia de unión al cizallamiento y en el tiempo de falla que el grupo de disilicato de litio (I.P.S EMAX) cementado al óxido de zirconio (Y-TZP) siendo estos resultados estadísticamente significativos.

8. Recomendaciones

- Se sugiere para la realización de un próximo trabajo de investigación, someter las muestras a un proceso de termociclado.
- Se recomienda diseñar estudios futuros empleando los tratamientos de superficie y protocolos estandarizados que ofrezcan mayores valores de adhesión según la evidencia disponible para cada uno de los materiales cerámicos utilizados en este estudio
- Se recomienda realizar estudios similares utilizando cementos que contengan MDP, 4-META y MAC-10

Referencias Bibliográficas

- (1) Barnfather KDP, Brunton PA. Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *Br Dent J* [Internet]. 2007 Jun 23;202(12):731–5. Available from: <https://doi.org/10.1038/BDJ.2007.534>
- (2) Caparoso Pérez C, Duque Vargas JA. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión . Vol. 22, *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*. scieloco; 2010. p. 88–108.
- (3) Baldión Elorza PA, Vaca Hortua DA, Álvarez Silva CA, Agaton Montes DA. Estudio comparativo de las propiedades mecánicas de diferentes tipos de resina compuesta. *Rev Colomb Investig en Odontol* Vol 1, Núm 3 [Internet]. 2010; Available from: <https://www.rcio.org/index.php/rcio/article/view/15/21>
- (4) Galeano GM, Rayo HG, Lora AB, Muñoz LFP. Efecto Del Liner En La Resistencia Adhesiva De Cerámica Feldespática a La Zirconia Utilizando Protocolo De Enfriamiento Lento. *Rev Fac Odontol Univ Antioquia*. 2015;27(1):63–75.
- (5) Ahmad I. La cementación de restauraciones estéticas. *Dent Trib* [Internet]. 2012;9(7):14. Available from: http://www.dental-tribune.com/htdocs/uploads/printarchive/editions/a17ed81ab622b0636890fed47c9a7dd4_1-14.pdf
- (6) Martinez-Rus F. Cerámicas Dentales: Clasificación y criterios de selección. *Rcoe* [Internet]. 2008;12:1–11. Available from: <papers://5c44cfa6-8811-4883-9188-4d5da4ed75cb/Paper/p14>
- (7) Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):603–23.
- (8) Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. Corrigendum to “All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs” [*Dental Materials* 31 (6) (2015) 624-639]. *Dent Mater*. 2017 Jan;33(1):e48–51.
- (9) Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater*. 2009;25(4):419–23.
- (10) Min J, Arola DD, Yu D, Yu P, Zhang Q, Yu H, et al. Comparison of human enamel and polymer-infiltrated-ceramic-network material “ENAMIC” through micro- and nano-mechanical testing. *Ceram Int* [Internet]. 2016;42(9):10631–7. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0272884216302978>
- (11) Zuluaga J. La cerámica de recubrimiento y la superficie de óxido de zirconio con y sin modificaciones comparison of the shear bond strength of ceramic coating and zirconia surface with and without modifications Zirconium is a chemical element discovered in 1789 by Martin Kla. 2016;27.
- (12) Vita. Vita Enamic ®. 2000;3839.
- (13) Castro-Aguilar, Enrique Gabriel Matta-Morales CO, Orellana-Valdivieso O. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. *Rev Estomatológica Hered* [Internet]. 2014;24(4):278–86. Available from: http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552014000400010
- (14) Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect

composite resin crowns by cyclic impact test: influence of crown and abutment materials. *Dent Mater J*. 2013;32(3):433–40.

(15) He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*. 2011 Jun;27(6):527–34.

(16) Elshiyab SH, Nawafleh N, Öchsner A, George R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics* [Internet]. 2018 Feb [cited 2019 Jan 16];10(1):65–72.

(17) Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(6):382–93.

(18) Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2016/08/18. 2016 Aug;8(4):259–66. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27555894>

(19) Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*. 2014 Dec;16(6):531–40.

(20) Vega JM. Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo. *RCOE*. 2005;10(5–6).

(21) Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. London: Martin Dunitz; 1999.

(22) Callister W. *Materials Science and Engineering An Introduction* [Internet]. 3rd ed. John Wiley & Sons, Inc. New York; 2007. Available from: <http://www.nejm.org/doi/abs/10.1056/NEJM200103153441109>

(23) Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):449–56.

(24) Sipahi C, Ozcan M. Interfacial shear bond strength between different base metal alloys and five low fusing feldspathic ceramic systems. *Dent Mater J*. 2012;31(3):333–7.

(25) Yilmaz K, Ozkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int*. 2010;41(7):e125--31.

(26) Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil*. 2006 Feb;33(2):117–24.

(27) Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):247–57.

(28) Griggs JA, Thompson JY, Anusavice KJ. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Res*. 1996;75(6):1414–7.

(29) Pollington S, Van Noo R. An update of ceramics in dentistry. *Int J Clin Dent*. 2009;2(4):3–27.

(30) Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Florida: Saunders; 2003.

(31) Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227–35.

(32) Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*. 2012 Jan;33(1):50,52-58.

- (33) Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011 Aug;90(8):937–52.
- (34) Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:84–96.
- (35) Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent*. 2009 Aug;37(8):627–37.
- (36) Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*. 2007 Feb;86(2):142–6.
- (37) Chang J-S, Ji W, Choi C-H, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *J Prosthet Dent*. 2015 Feb;113(2):86–90.
- (38) Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent*. 2015 Jul;43(7):839–45.
- (39) Coronas cerámicas libres de metal. Med oral, C.D. Kia Juan Koushyar partida. Consideraciones de los materiales disponibles en américa latina para la fabricación de c2010; 12, (2): 67-81.
- (40) Ivoclar Vivadent Colombia. Ivoclar vivadent Colombia [Internet]. Bogotá. 2016. Available from: <http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/>
- (41) Cova JL. Biomateriales dentales. 2nd ed. Caracas: Amolca; 2010.
- (42) Radigales MA. Composites I: Composites en el sector anterior. 11th ed. Grupo Ceosa; 2011.
- (43) Lefever D, Mayoral JR, Mercade M, Basilio J, Miguel R. Optical integration and fluorescence: A comparison among restorative materials with spectrophotometric analysis. *Quintessence Int (Berl)*. 2010;41(10):837–44.
- (44) Jiménez P. Estudio comparativo de las propiedades luminicas de un diente natural restaurado con 5 composites distintos, bajo luz fluorescente y luz natural. *Dentum*. 2008;4:167–71.
- (45) Lima I, Gonçalves J. Effects of heat treatment on the microhardness of direct composites at different depths of restoration. *Rev Odonto Ciência*. 27(1):36–40.
- (46) Franco AL, Zamperini CA, de Mendonça AAM, Muñoz-Chávez OF. Reparo de uma restauração classe IV com o uso de resina composta nanoparticulada: quatro anos de acompanhamento. *Rev Dent Press Estética*. 2012;9(1):119–24.
- (47) Marques S. Uma nova concepção na estratificação com resinas compostas. *Rev Dent Press Estética* [Internet]. 2010 Jul;7(3):64–79. Available from: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=53722206&lang=es&site=ehost-live>
- (48) Righesso R. Técnica incremental para resinas compostas - anteriores superiores. (Portuguese). *Rev Dent Press Estética*. 7(2):19–30.
- (49) Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014 May;30(5):564–9.
- (50) Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* [Internet]. 2013 Sep;7:118–22. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24167534>
- (51) Australasian Dental Practice. Vita hybrid ceramic provides a new definition of strength and aesthetics. [Internet]. 2013.

- (52) Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Nov;98(5):389–404.
- (53) Duarte S, Sartori N, Phark J-H. Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Curr Oral Heal Reports* [Internet]. 2016;3(3):198–202. Available from: <https://doi.org/10.1007/s40496-016-0102-2>
- (54) Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. Available at: http://www.3m.com/3M/en_US/dentalus/products/lava-ultimate/. Accessed Mar 22, 2017.
- (55) Zahnfabrik V. VITA ENAMIC: indicadores de uso. Available from: <https://www.vitazahnfabrik.com/es/VITA-ENAMIC-la-primera-ceramica-dental-híbrida-en-todo-el-mundo->
- (56) Villarreal E. Dióxido de circonio en odontología : un camino hacia la búsqueda del material ideal. 2014;(April).
- (57) Salimi H, Mosharraf R, Savabi O. Effect of framework design on fracture resistance of zirconium oxide posterior fixed partial dentures. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012 Nov;9(6):764–9.
- (58) Kelly JR, Denry I. Systematic review article Stabilized zirconia as a structural ceramic : An overview &. 2007;4:289–98.
- (59) McLaren EA, Giordano R. Ceramics overview : classification by microstructure and processing methods. 4(3).
- (60) Hernández JP, Urquiza AS. Use of zirconia in full maxillary rehabilitation on implants . Clinical case report Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre implantes . 2015;19(1):43–7.
- (61) Dauti R, Cvikl B, Franz A, Schwarze UY, Lilaj B, Rybaczek T, et al. Comparison of marginal fit of cemented zirconia copings manufactured after digital impression with lava™ C.O.S and conventional impression technique. *BMC Oral Health* [Internet]. 2016;16(1):129. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12903-016-0323-8>
- (62) Rascón A. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *Rev ADM*. 2012;LXIX(4):157–63.
- (63) Rascón A, Nevárez Rascón M, Bologna Molina R, Gómez E, Carreón Burciaga R, González R, et al. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *Revista ADM*; 69(4): 157-163. Available from: *Dentistry & Oral Sciences* .
- (64) Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A V, Vallittu PK, Narhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*. 2015 Oct;31(10):1180–7.
- (65) Andreasen FM, Flugge E, Dugaard-Jensen J, Munksgaard EC. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study. *Endod Dent Traumatol*. 1992 Feb;8(1):30–5.
- (66) Walls AW. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *Br Dent J*. 1995 May;178(9):337–40.
- (67) Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000 Oct;20(5):440–57.
- (68) Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*. 2006 Nov;96(5):354–61.
- (69) Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ, Goldstein G, et al.

The Glossary of Prosthodontic Terms. 1923;1–105.

(70) Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hammerle CHF, Sailer I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater*. 2012 Nov;28(11):1183–90.

(71) Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:67–76.

(72) Archegas LRP, de Menezes Caldas DB, Rached rodrigo N, Soares P, Souza EM. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cements. *Oper Dent*. 2012;37(3):281–9.

(73) Herrera E. I. Fracazos en la adhesión. *Av. Odontoestomatol* 2005; 21(2): 63-69.

(74) Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and cementation of crowns. 2002;193(1).

(75) Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA. Simulated localized wear of resin luting cements for universal adhesive systems with different curing mode. 2018;(5):1–8.

(76) Francisconi MF, Machado CM, Pegoraro LF, Carvalho RM, Jalkh EBB, Pegoraro TA, et al. Light-curing effect on microhardness of dual-cure resin cements used for cementation of intraradicular posts. *J Clin Dent Res [Internet]*. 2016;13(1):98–106. Available from: <http://10.0.56.100/>

(77) Carvalho LD, Manso AP, Carvalho RM. Dentin treatments effect on the bond strength of universal adhesives. *Dent Mater [Internet]*. 2016;32:e80--e81. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.168>

(78) Lopes LS, Calazans FS, Hidalgo R, Buitrago LL, Gutierrez F, Reis A, et al. Six-month Follow-up of Cervical Composite Restorations Placed With a New Universal Adhesive System: A Randomized Clinical Trial. *Oper Dent*. 2016;41(5):465–80.

(79) Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Apparent interfacial fracture toughness of resin/ceramic systems. *J Dent Res [Internet]*. 2006 Nov;85(11):1037–41. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17062746>

(80) Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2005;94(4):369. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239130500288X>

(81) Anusavice K. *Propiedades mecánicas de los Materiales dentales*. 11th ed. Madrid: Elsevier;

(82) Jara-Vidal P. Estudio in vitro de la resistencia a la tracción de postes de fibra de vidrio cementados con cuatro agentes cementantes. 2010;26(5).

(83) López-flores A. Evaluación de la microdureza de cementos resinosos de uso odontológico: estudio in vitro. *Universidad Científica del Sur. Rev Científica Odontológica*. 2014;2(67).

(84) Neves A. Correlação entre grau de conversão, microdureza e conteúdo inorgânico em compósitos. *Pesqui Odontol Bras*. 2002;16(4).

(85) Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JGA, da Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci [Internet]*. 2010;18(5):442–6. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21085798>

(86) Kitzmuller K, Graf A, Watts D, Schedle A. Setting kinetics and shrinkage of self-adhesive resin cements depend on cure-mode and temperature. *Dent Mater*. 2011 Jun;27(6):544–51.

(87) Restrepo D, Ardila C. Reacciones adversas ocasionadas por los biomateriales usados en prostodoncia. :19–30.

(88) Guzmán HJ. Protocolos para la Cementación Adhesiva de Restauraciones Cerámicas. *Fund*

Univ UniCIEO. 2013;106–12.

(89) Corts JP. Protocolos de cementado de restauraciones. 2013;37–44.

(90) Bernal C. Restauraciones Ceramicas: Como Cementarlas. *Acta Odontol Venez.* 2010;148(1).

(91) Bautista R. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. 2009;6:137–51.

(92) Madrid M. Tecnología de la Adhesión. Departamento Técnico de Loctite España.

(93) Aguilera M. Revisión Bibliográfica Sistemas Adhesivos de Autograbado Self-Etching Adhesive Systems. *Rev Dent Chile.* 2001;92(2):23–8.

(94) Mandri MN, Aguirre A, Zamudio M. Adhesive systems in restorative dentistry [Artículo on line][cited 22 marzo de 2017]. 2014;

(95) Mezzomo E. Rehabilitación Oral Contemporánea. *Revista Dental de Chile.* 2010.

(96) Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Semin Orthod* [Internet]. 2006 Jun;12(2):120–6. Available from: <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2006.01.005>

(97) Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater.* 2011 Jun;27(6):590–7.

(98) Cordero N. Estudio comparativo in vitro de resistencia a fuerzas de cizallamiento de diferentes sistemas ceramo-cerámicos. 2015.

(99) Cutrim T. Bond strength of glass-ceramic cemented to a zirconia structure: influence of adhesive cementation strategy. *RGO.*

(100) Gomes AL, Castillo-Oyague R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent.* 2013;41(1):31–41.

(101) Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004 Mar;13(1):28–35.

(102) Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent.* 2015 Mar;113(3):212–9.

(103) Vita Enamic. [Internet]. Germany. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG [cited 10 de agosto de 2017] Instrucciones de uso file:///C:/User/Usuario/Download/VITA_1982_1982SP_ENAMICneutral_VA_ES_V03_es.pdf.

(104) Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002;18(8):590–5.

(105) Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2001;86(5):495–510. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391301982253>

(106) Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont.* 2008 Jul;17(5):401–8.

(107) Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials.* 2004 Sep;25(20):5045–52.

(108) Werner H, Mormann SM. El material CAD/CAM del futuro. *Dent Visionist.*

(109) Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater.* 2007;23(8):952–9.

(110) Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):984–

91.

(111) Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov;90(5):465–73.

(112) Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 1996 Jul;76(1):23–8.

(113) Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000 Sep;28(7):529–35.

(114) Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials*. 2004 May;25(12):2447–53.

(115) De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*. 2005 Mar;21(3):242–51.

(116) Taira Y, Sakai M, Soeno K, Sawase T. Comparison of four silane primers and an isocyanate primer for bonding of tri-n-butylborane resin to a leucite-reinforced glass ceramic. *J Prosthodont Res*. 2013;57(2):88–92.

(117) Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci*. 2013 Sep;28(5):1233–9.