



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

TÍTULO:

**COMPARACIÓN IN VITRO DE LA FUERZA DE
ADHESIÓN DE DOS SISTEMAS ADHESIVOS CON
CONTENIDO DE 10-MDP.**

FORMA DE TITULACIÓN: TESIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA**

P R E S E N T A:

HÉCTOR MANUEL GUZMÁN GARCÍA.

TUTOR: MTRO. ROGELIO DANO VAN VENEGAS LANCÓN.
ASESOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO.

LEÓN, GUANAJUATO 2019.





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Agradezco especialmente a mi tutor **Mtro. Rogelio Danovan Venegas Lancón** por sus conocimientos, su preparación, su tiempo y dedicación durante en este tiempo para la realización de este proyecto y su invaluable ayuda para la realización de la misma.

A mis profesores **Dra. Trilce Melannie Virgilio Virgilio** y **Dr. René García Contreras** por sus conocimientos brindados durante mi último año de licenciatura.

Al **Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso** y al **Mtro. Jorge Guerrero Ibarra** del laboratorio de Biomateriales Dentales, División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología UNAM Campus C.U. por ayudarme y permitirme el uso del laboratorio para la realización de las pruebas.

A la Escuela Nacional de Estudios Superiores UNAM Unidad León por brindarme la oportunidad de ser parte de ella y dejar una pequeña huella. A todo el personal administrativo que con gran esfuerzo y dedicación hacen que este gran proyecto día a día brinde frutos.

A mis padres Héctor Guzmán Martín y Graciela García, por su esfuerzo para yo poder alcanzar esta meta, siendo siempre un ejemplo de vida para mí. Gracias por no darse nunca por vencidos a pesar de las dificultades.

A mis hermanos Lorena, Yadira y Adalberto por su confianza y apoyo durante estos años.

DEDICATORIAS

A DIOS, por ser mi más grande guía en la vida. Su protección y bendiciones hacia mí y mi familia.

Para mis padres, hermanos y queridos sobrinos que son todo lo mejor que puedo tener, con ellos encontré todo el apoyo incondicional, cariño, comprensión y empatía que requerí para lograr este gran meta en mi vida profesional.

Para mis amigos Erick, Fernando y Marcos. Gracias por siempre poder contar con ustedes y seguir en mi vida.

Para Claudia, por siempre haber creído en mí y la confianza, por tu comprensión y haber estado conmigo en tantos momentos especiales.

RESUMEN

Objetivo: El objetivo de esta investigación fue evaluar y comparar la fuerza de adhesión entre dos sistemas adhesivos universales que contienen 10-MDP como monómero funcional.

Materiales y Métodos: Las pruebas se realizaron en 30 terceros molares humanos extraídos sanos y sin caries a los cuales se les realizó profilaxis. Cada molar fue introducido en un cilindro de PVC y acrílico, dejando expuestos de 2 a 3 mm de unión amelocementaria. Se formaron dos grupos formados al azar, a cada grupo se realizó una preparación para dejar expuesta la dentina. Se realizaron 30 muestras de disilicato de litio de 5x4x2mm, todas fueron sometidas a su ciclo de sinterización. Se realizó un protocolo de adhesión para cada grupo con dos sistemas adhesivos universales diferentes (Clearfil y Ambar), cada muestra fue sometida a una carga traccional en la máquina Instron para evaluar la fuerza de desprendimiento.

Resultados: Los datos fueron analizados estadísticamente, afirmando que ambos sistemas adhesivos cumplen con los valores establecidos de fuerza de adhesión, obteniendo un valor promedio para el sistema Clearfil de 20.12MPa y un valor promedio para el sistema ambar de 16.44 MPa.

Conclusión: Los adhesivos universales que contienen MDP en la actualidad presentan mejores valores en cuanto a fuerza de adhesión

Palabras clave: Adhesión, disilicato de litio, adhesivos universales, 10-MDP, fuerza de adhesión.

ABSTRACT

Objective: The objective of this research was to evaluate and compare the adhesion strength between two universal adhesive systems that contain as functional monomer 10-MDP.

Materials and methods: The tests were carried out on 30 healthy and caries-free extracted human third molars, which underwent prophylaxis. Each molar was inserted into a PVC and acrylic cylinder, exposing 2 to 3 mm of the amelocemental union. Two groups formed at random were formed, each group was made a preparation to expose the dentin. 30 samples of lithium disilicate of 5x4x2mm were made, all of them were subjected to their sintering cycle. An adhesion protocol was carried out for each group with two different universal adhesive systems (Clearfil and Ambar), each sample was subjected to a tensile load in the Instron machine to evaluate the detachment force.

Results: The data were statistically analyzed, stating that both adhesive systems comply with the established values of adhesion strength.

Conclusion: Universal adhesives containing MDP currently have better values in terms of bond strength.

Key words: Adhesion, lithium disilicate, universal adhesives, 10-MDP, bond strength.

ÍNDICE.

AGRADECIMIENTOS.....	II
DEDICATORIAS.....	III
RESUMEN.....	IV
Introducción.....	1
1. MARCO TEÓRICO.....	3
1.1. Cerámicas.....	3
1.1.1. Definición.....	3
1.1.2. Propiedades Físicas.....	3
1.1.3. Clasificación de Acuerdo a la Temperatura de Procesado.....	4
1.1.4. Clasificación de Acuerdo a la Composición.....	5
1.1.5. Cerámicas Feldespáticas.....	5
1.1.6. Vitrocerámicas.....	6
1.1.7. Alúminas.....	7
1.1.8. Cerámicas Zirconiosas.....	7
1.2. Disilicato de Litio.....	8
1.2.1. Definición.....	8
1.2.2. Composición.....	8
1.3. Silicio.....	9
1.3.1. Propiedades Químicas del Silicio.....	9
1.4. Litio.....	10
1.4.1. Características del Disilicato de Litio.....	11
1.4.2. Indicaciones.....	11
1.4.3. Contraindicaciones.....	12
1.4.4. Ventajas.....	12
1.4.5. Desventajas.....	12
1.5. Sistema IPS e.max.....	13
1.5.1. Sistema IPS E.max press.....	14
1.5.2. Sistema IPS E.max CAD.....	16
1.5.3. Composición IPS E.max.....	17
1.5.4. Resistencia.....	17
1.6. Definición y objetivos de la adhesión.....	18
1.7. Historia de la adhesión.....	19
1.8. Tipos de Adhesión.....	20
1.8.1. Adhesión física.....	20
1.8.2. Adhesión química.....	20
1.8.3. Atracción inter-atómica.....	21
1.8.4. Enlaces secundarios.....	21
1.9. Fenómenos de la adhesión.....	22
1.9.1. Humectación.....	22
1.9.2. Ángulo de contacto de humectación.....	22
1.9.3. Energía superficial.....	23
1.9.4. Tensión superficial.....	23
1.9.5. Capilaridad.....	23
1.9.6. Tixotropismo.....	23
1.10. Mecanismos de adhesión a estructuras dentarias.....	23
1.10.1. Adhesión al esmalte.....	24

1.10.2.	Interdigitaciones de resina en esmalte (Resin Tags).....	24
1.10.3.	Adhesión a dentina.....	24
1.11.	Factores que favorecen la adhesión dental.....	25
1.11.1.	Dependientes de la superficie dental.....	25
1.11.2.	Dependientes del adhesivo.....	25
1.11.3.	Dependientes del biomaterial.....	25
1.12.	Sistemas adhesivos.....	26
1.13.	Antecedentes de los sistemas adhesivos.....	26
1.14.	Evolución de los sistemas adhesivos.....	29
1.15.	Sistemas Universales.....	32
1.15.1.	Definición.....	32
1.15.2.	Composición química general.....	33
1.16.	Técnicas de adhesión a sustratos dentarios.....	34
1.16.1.	Grabado ácido de esmalte y dentina (Grabado total).....	34
1.16.1.1.	Descripción de la técnica.....	36
1.16.2.	Grabado autocondicionante (autograbado).....	36
1.16.2.1.	Descripción de la técnica.....	38
1.16.3.	Grabado ácido del esmalte selectivo (grabado selectivo).....	38
1.16.3.1.	Descripción de la técnica.....	39
1.17.	Clasificación de los sistemas adhesivos dentales.....	39
1.17.1.	Basados en la estrategia de adhesión.....	39
1.17.1.1.	Sistema convencional.....	40
1.17.1.2.	Sistema autocondicionante o autograbante.....	40
1.17.2.	Basado en el sistema de activación.....	41
1.17.2.1.	Adhesivos fotopolimerizables.....	41
1.17.2.2.	Adhesivos autopolimerizables.....	41
1.17.2.3.	Adhesivos de polimerización dual.....	41
1.18.	10-metacriloxidecilo fosfato dihidrogenado.....	42
1.18.1.	Adhesión de cementos resinosos que contienen 10-MDP a la dentina. 45	
2.	ANTECEDENTES.....	47
3.1.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	51
3.2.	JUSTIFICACIÓN.....	52
3.3.	HIPÓTESIS.....	52
3.4.	OBJETIVO GENERAL.....	53
3.4.1.	Objetivos Específicos.....	53
3.5.	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	53
3.5.1.	Tipo de Estudio.....	53
3.5.2.	Criterios de Selección.....	54
3.5.2.1.	Criterios de Inclusión.....	54
3.5.2.2.	Criterios de Exclusión.....	54
3.5.2.3.	Criterios de Eliminación.....	54
3.5.3.	Tamaño de la Muestra.....	54
3.5.4.	Variables.....	55

3.5.4.1.	Variables Independientes.....	55
3.5.4.2.	Variables Dependientes.....	55
4.	MÉTODOS.....	56
4.1.	Preparación de Sustratos de Dentina.....	56
4.1.1.	Materiales, Instrumental y Equipo.....	56
4.1.2.	Método.....	56
4.2.	Preparación de Sustratos de Disilicato de Litio.....	58
4.2.1.	Materiales, Instrumental y Equipos.....	58
4.2.2.	Método.....	58
4.3.	Acondicionamiento del Sustrato para la Cementación Adhesiva.....	59
4.3.1.	Materiales, Instrumental y Equipos.....	59
4.3.2.	Método.....	59
4.5.	Determinación del Área de Remanente de Cemento.....	67
4.5.1.	Materiales, Instrumental y Equipo.....	67
4.5.2.	Método.....	67
4.6.	Índice ARI.....	68
4.6.1.	Método.....	68
5.	RESULTADOS.....	69
5.1.	Resistencia al Desprendimiento.....	69
5.1.1.	Análisis Estadístico Resistencia al Desprendimiento.....	70
5.2.	Determinación del Área de Remanente de Cemento.....	71
5.2.1.	Análisis Estadístico del Área Remanente de Cemento.....	72
5.3.	Índice ARI.....	73
5.3.1.	Análisis Estadístico Índice ARI.....	74
6.	DISCUSIÓN.....	76
7.	CONCLUSIÓN.....	80
8.	REFERENCIAS.....	81

Introducción

Desde la introducción de a la odontología adhesiva los adhesivos han simplificado y mejorado los procedimientos restaurativos y preventivos, así como en dientes temporales como en permanentes.

Este trabajo de investigación tiene como tema central la adhesión en odontología, se ahondó encarecidamente en el tema de “adhesivos universales con 10-MDP” el cual es el tema medular de esta tesis. Sistemas adhesivos autograbantes (un solo paso) han sido aceptados por varios odontólogos por su facilidad de uso para los tratamientos; sin embargo, estos sistemas han presentado signos de degradación en la interfase adhesiva con el paso del tiempo debido a la degradación hidrolítica de la resina o la degradación enzimática del colágeno. (Inoue & Yoshida, 2015)

La química detrás de la formulación de los monómeros funcionales representa el factor clave que influye en la efectividad inicial y a largo plazo de los sistemas adhesivos universales. El monómero funcional 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado (10 MDP) es actualmente uno de los monómeros funcionales más eficaces en términos de interacción química y longevidad de las restauraciones adhesivas; de hecho, es considerado como el estándar de oro de los monómeros funcionales utilizados en los sistemas adhesivos autocondicionantes (Van Meerbeek & Yoshida, 2011). Este hecho se explica con la existencia de una cadena simple de carbono hidrofóbica, que separa adecuadamente al metacrilato polimerizable del grupo fosfato. (Feitosa, 2014)

Es importante conocer la interacción química y molecular de los monómeros funcionales con la estructura dentaria, especialmente si se considera la capa submicrónica de hidroxiapatita (HA) que permanece disponible para interactuar en la superficie de la zona híbrida. La naturaleza molecular específica de los monómeros y su posterior tasa de disolución de sales de calcio han mostrado relación con su unión química al diente. (Moncada & García, 2014)

Se realizó un estudio *in vitro* en dentina donde se evaluaron 2 sistemas adhesivos con monómero funcional 10 MDP disponibles en México; Clearfil Universal Bond (Kuraray), Ambar (FGM) con el objetivo de comparar la fuerza de adhesión.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO.

1.1. Cerámicas.

1.1.1. Definición.

El término cerámica viene del griego “keramos” y significa tierra quemada. Por definición la cerámica es un material inorgánico formado mayoritariamente por elementos no metálicos, que se solidifica por medio de un proceso de cocción cuya estructura final se diferencia una fase amorfa (vidrio) y otra cristalina (cristales) (Macchi, 2000).

1.1.2. Propiedades Físicas.

Las cerámicas son muy importantes en las restauraciones, ya que otorgan propiedades estéticas muy favorables por su translucidez y gran biocompatibilidad con los tejidos. Tienen la posibilidad de incorporar pigmentos lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizarse con dientes naturales (Craig, 2008)

Los materiales cerámicos dentales deben presentar una serie de propiedades:

- Propiedades ópticas
 - Translucidez
 - Brillo
 - Transparencia
 - Color
- Biocompatibilidad. Con el paso del tiempo se ha demostrado que ñas cerámicas presentan un mejor comportamiento en los tejidos blandos (Oden, 1999).
- Durabilidad y estabilidad, tanto en integridad coronal como en su aspecto.

- Compatibilidad con otros materiales y posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales.
- Radiolucidez. Permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria tallada como caries marginales (McLean,2001).
- Resistencia a la abrasión debido a su dureza. Esta propiedad constituye una desventaja y un problema clínico cuando se opone a dientes naturales, pues limita las indicaciones y depende directamente de la dureza del material cerámico.
- Resistencia mecánica. Alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión. Lo que las convierte en rígidas pero frágiles (Oden 1999).

1.1.3. Clasificación de acuerdo con la temperatura de procesado.

Las diferentes temperaturas de cocción de las cerámicas para su elaboración han conducido a la clasificación en función de la temperatura a la que deben ser procesadas (Sorensen, 2008).

Según este criterio las porcelanas se clasifican en:

- Fusión Alta 1.300°C
- Fusión Media 1.101-1299°C
- Fusión Baja 850-1.100°C
- Fusión Ultra-Baja <850°C

1.1.4. Clasificación de acuerdo con la composición.

La microestructura de la cerámica es de gran importancia debido a que el comportamiento mecánico y estético de un sistema depende directamente de su composición química, las porcelanas dentales se pueden clasificar en: feldespáticas, aluminosas, zirconiosas y vitrocéricas (Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL.2001).

Sistema	Material	Indicaciones	Elaboración
Feldespáticas convencionales	Alto contenido feldespático Bajo contenido feldespático	Revestimiento estético, facetas, coronas, inlay	Estratificación CAD/CAM
Vitrocéricas	Leucita, disilicato de litio, fluorapatita	Revestimiento estético, facetas, inlay, coronas, prótesis parcial fijas anteriores (3 piezas) por disilicato de litio	Estratificación CAD/CAM
Zirconio	Y-ZrO ₂	Estructuras	CAD/CAM
Alúmina	Al ₂ O ₃	Estructuras	Fresado CAD/CAM

Tabla 1. Sistemas de cerámica integral.

1.1.5. Cerámicas Feldespáticas.

Las porcelanas en cuanto a su composición se fueron modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas las cuales contienen: feldespato, cuarzo y caolín (Álvarez, Peña & González, 2003).

Las cerámicas de alto contenido de feldespato están compuestas por feldespato y contienen cuarzo en un porcentaje reducido (cristalinidad 15 a 25%); composición de la cual depende la elevada translucidez y la reducida resistencia a la fractura (Macchi, 2000).

Deben ser tomados en cuenta como vidrios feldespáticos más que como cerámicas verdaderas; son utilizadas en la actualidad para revestimiento estéticos de estructuras y para facetas debido a sus elevadas características estéticas.

La resistencia a la flexión de las cerámicas feldespáticas es de 60 a 100 MPa, para las cerámicas elaboradas por condensación y sinterización, y hasta 120 MPa para las cerámicas sinterizadas industrialmente y fresadas mediante CAD/CAM.

En las cerámicas de bajo contenido feldespático es necesario introducir un mayor porcentaje de cristalinidad de alúmina o leucita (45 a 50%) para poder ejercer dos funciones (Rekow 1999) como son:

- Aumentar las propiedades mecánicas obstaculizando la fractura (crack impending);
- Disminuir la translucidez y aumentar la opacidad, para obstaculizar el paso de la luz.

Con respecto al cuarzo, la alúmina le confiere mayor resistencia mecánica a la flexión (170 MPa), aumenta la temperatura de cocción y la resistencia a la cristalización, pero reduce la translucidez.

Las cerámicas feldespáticas requieren del cementado adhesivo para incrementar la resistencia a la flexión (de 10 a 15 veces) y están contraindicadas en muñones con pigmentación y/o metálicos, debido a su translucidez.

1.1.6. Vitrocerámicas.

Se define a la vitrocerámica como una base de silicato de vidrio (feldespática), caracterizada por la típica estructura bifásica (amorfa y policristalina), que se produce a través de una cristalización guiada del vidrio para mejorar las propiedades mecánicas.

Por lo general, la cristalización de la matriz vítrea representa un defecto en los productos vítreos para el aumento de la opacidad, que es causada por el crecimiento causal y desordenado de cristalinidad de dimensiones diferentes.

Pero en las vitrocerámicas el objetivo es el de obtener una cristalización guiada y lograr una estructura ordenada de cristalitas finas y homogéneas.

1.1.7. Alúminas.

Entre las cerámicas avanzadas son importantes por sus propiedades y aplicaciones, la alúmina y el zirconio, las cuales son definidas como cerámicas iónicas, debido al carácter principalmente iónico de los enlaces atómicos, que en las cerámicas son un conjunto de tipo iónico y covalente (McLean & Hugues, 1998).

La alúmina pura es una cerámica policristalina de sinterización compacta, formada por cristalitas monofásicas y mono componentes en cantidad superior al 99.9% de alúmina. Las propiedades están representadas por una elevada densidad, dureza, resistencia, opacidad y resistencia al grabado ácido (McLean, 2001).

1.1.8. Cerámicas Zirconiosas.

Son de última generación y están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente por óxido de itrio (5%). La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado "transformación resistente". Su resistencia a la flexión va de 1000 a 1500 MPa, se le considera como el "acero cerámico" (de Aza, 2003).

1.2. Disilicato de Litio.

1.2.1. Definición.

Microestructura altamente cristalina, formada por cristales de silicato y litio alargados, densamente dispuesto, unidos a una matriz vítrea y con un tamaño que oscila entre 0.5 y 4.0 μm de largo (Rolando, 2014). Desarrollado por Hölland y Schweiger.

1.2.2. Composición.

Los componentes principales del disilicato de litio se describen a continuación.

Composición del Disilicato de Litio.		Cristalización mediante templado y transformación del metasilicato de litio en disilicato de litio Características del metasilicato de litio (Li_2SiO_5) 30-40% fase cristalina 60-70% fase vítrea Características del disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) 60-70% fase cristalina 30-40% fase vítrea
SiO_2	57-80%	
LiO_2	11-19%	
K_2O	0-13%	
P_2O_5	0-11%	
ZrO_2	0-8%	
ZnO	0-11%	
Al_2O_3	0-5%	
MgO	0-5%	
Otro	0-12%	

Tabla 2. Composición del disilicato de litio y reacción de cristalización para los sistemas CAD/CAM (IPS e.max CAD).

Propiedades	IPS e.Max CAD fresable	IPS e.Max CAD cristalizabile	IPS e.max Press
Resistencia a la flexión biaxial ISO 6872 (MPa)	100-160	300-420	400-480
Tenacidad a la fractura SEVNN (MPa)	0,9-1,1	2-2,5	2,5-3,0
Módulo E (GPa)	-	90-100	90-100
Solubilidad ISO 6872 ($\text{microgr}/\text{cm}^2$)	100-160	30-50	30-50
Temperatura de cristalización/prensado	-	850°C	900-925°C
CET 100-400		9,75-10,55	9,75-10,55
CET 100-500 (10^{-6}K^{-1})		10,20-10,70	10,20-10,90
Contracción lineal durante el templado	-	0,2%	-
Dureza Vickers		5800	

Tabla 3. Características del disilicato de litio para el fresado CAD/CAM.

1.3. Silicio.

Derivado de latín “silix” (pedernal), para referirse a una piedra dura de formación volcánica. Es un metaloide que representa el segundo elemento más abundante en la corteza terrestre, no se encuentra libre, aparece combinado con oxígeno en forma de dióxido de silicio (Martínez, 2016).

Se presenta en dos formas, una amorfa de color parduzco en polvo y otra en forma cristalina de color azul grisáceo y brillo metálico.



Imagen 1. Forma amorfa del silicio (Martínez, 2016).



Imagen 2. Forma cristalina del silicio (Martínez, 2016).

1.3.1. Propiedades Químicas del Silicio.

Símbolo	Si
No. Atómico	14
Masa atómica	28.086
Punto de fusión	1410°C
Punto de ebullición	2680°C
Densidad	233Kg/m ³

Tabla 4. Propiedades químicas del silicio (Montagna, 2013).

1.4. Litio.

Proviene del griego “lithos” es un material alcalino, muy escaso en la corteza terrestre en su forma pura, se encuentra disperso en ciertas rocas o en aguas minerales de manantiales. Descubierta en 1817 por Johann Arfvedson en la espodumena y lepidolita, ambos compuestos minerales, su apariencia es un color plateado, sin embargo al contacto con aire se forma una capa superficial de óxido negro.



Imagen 3. Litio en forma pura (Martínez, 2016).

Posé una gran capacidad calorífica específica, un potencial electroquímico alto, baja densidad y viscosidad. Es utilizado en áreas industriales como en las baterías alcalinas y su uso relevante ha sido como componente de las cerámicas en forma de silicato.

Símbolo	Li
No. Atómico	3
Masa atómica	6.941
Punto de fusión	180°C
Punto de ebullición	1342°C
Densidad	534Kg/m ³

Tabla 5. Propiedades químicas del litio (Montagna, 2013).

1.4.1. Características del Disilicato de Litio.

Se trata de una vitrocerámica reforzada con leucita, es altamente estética para restauraciones individuales, y también para la elaboración de puentes sobre un núcleo de óxido de zirconio. Se caracteriza por cuatro rasgos específicos:

Refracción óptica. El índice de refracción de los cristales de disilicato de litio se ajusta a los de la matriz de vidrio. Se consiguen tonalidades diferentes con la ayuda de opacadores, con cuatro niveles de translucidez (Stappert et al, 2002).

Alta resistencia. Se puede incorporar un contenido altamente cristalino a la matriz de vidrio, a fin de aumentar su resistencia sin comprometer la translucidez. Muestra una resistencia a la flexión de 360-400 MPa (Stappert et al, 2002)..

Coeficiente de expansión térmica. Permite utilizar solo una cerámica (IPS E-max Ceram) para los recubrimientos (Guess, 2010).

Tecnología de procesamiento innovadora. Se ha facilitado el procesamiento del material por medio de la tecnología CAD/CAM sin estructura metálica de soporte (Stappert et al, 2002).

1.4.2. Indicaciones.

- Carillas. Carillas de cerámica muy delgada (0.3mm), que se colocan con la técnica adhesiva. Indicadas para una mal posición, ofrecen la ventaja de permitir una preparación mínimamente invasiva en la estructura dental (Sidney & Bruguera, 2011)
- Table Tops (carillas oclusales). Cuando la situación clínica requiere un aumento de la dimensión vertical o la reconstrucción funcional, se pueden

realizar carillas oclusales de IPS e.max Press para las zonas posteriores. La alta resistencia de este material permite la realización de este tipo de restauraciones (Floranel, 1997).

- Inlays
- Onlays
- Coronas en región posterior y anterior
- Prótesis fija de tres unidades en zona anterior
- Prótesis fija de tres unidades en zona de premolares hasta segundo premolar como pilar distal.
- Superestructuras de implantes para restauraciones individuales en región anterior y posterior.
- Superestructuras de implantes para prótesis fija de tres unidades hasta el segundo premolar como límite distal.

1.4.3. Contraindicaciones.

- Prótesis fija posterior que lleguen hasta la región de molares.
- Prótesis fijas de cuatro o más unidades.
- Pacientes con bruxismo.
- Prótesis Maryland.

1.4.4. Ventajas.

- Escasa contracción durante y después del procesado
- Translucidez
- Estéticas
- Preparaciones minimamente invasivas

1.4.5. Desventajas.

- Frágiles antes de la cementación
- Costo elevado

1.5. Sistema IPS e.max.

En el año 2005 Ivoclar Vivadent introdujo un sistema de cerámica sin metal que ha establecido un nuevo parámetro en el campo de la cerámica dental el cual consiste en materiales de alta resistencia con propiedades estéticas y cubre un amplio rango de indicaciones para restauraciones dentales libres de metal al combinar varios materiales y procedimientos (Ivoclar Vivadent).

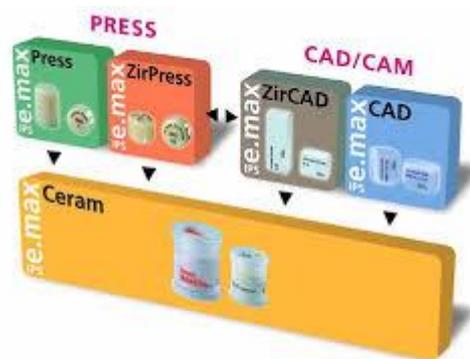


Imagen 4. Sistema e.max Press & CAD/CAM Ivoclar.

En el mercado existen dos técnicas para la elaboración de cerámicas a base de disilicato de litio

- IPS E.max press (sistema de inyección)
- IPS E.max CAD

1.5.1. Sistema IPS E.max press.

En 1991, Ivoclar Vivadent introdujo el sistema IPS Empress, el cual permitió la fabricación de restauraciones libres de metal en combinación con lo que fue en su momento una nueva tecnología: la técnica de cerámica inyectada (Fradeani, 2002).



Imagen 5. Sistema Press, Ivoclar.

Se utiliza un horno de inyección de Ivoclar para el método de inyección, se presenta en forma de pastillas pre-pigmentadas, pre-inyectadas y cocidas al vacío, se crea un molde a partir de un encerado utilizando el método de cera perdida. Las pastillas de cerámica son entonces calentadas e inyectadas al molde a altas temperaturas entre 920 a 925°C por un tiempo de 10 minutos. Posterior a la recuperación del material cerámico se retiran los residuos de revestimientos utilizando líquidos de naturaleza ácida como el hidrófluorhídrico (IPS E.max Invex Liquid).



Imagen 6. Horno de inyección Programat EP 3010 Ivoclar Vivadent.

Propiedades	IPS e.Max CAD fresable	IPS e.Max CAD cristalizable	IPS e.max Press
Resistencia a la flexión biaxial ISO 6872 (MPa)	100-160	300-420	400-480
Tenacidad a la fractura SEVNN (MPa)	0,9-1,1	2-2,5	2,5-3,0
Módulo E (GPa)	-	90-100	90-100
Solubilidad ISO 6872 (mg/cm ²)	100-160	30-50	30-50
Temperatura de cristalización/prensado	-	850°C	900-925°C
CET 100-400		9,75-10,55	9,75-10,55
CET 100-500 (10 ⁻⁶ xk-1)		10,20-10,70	10,20-10,90
Contracción lineal durante el templado	-	0,2%	-
Dureza Vickers		5800	

Tabla 6. Características del disilicato de litio para el fresado CAD/CAM (Andersson, 2009).

Este método da como resultado un excelente ajuste y características estéticas se consiguen con los maillajes de estratificación.



Imagen 7. Maillajes sistema CAD/CAM. Ivoclar.

La microestructura del sistema de inyección está compuesta en un 70% por cristales de disilicato de litio dispuesto en forma de aguja, que mide entre 3 a 6 μm de longitud.

1.5.2. Sistema IPS E.max CAD.

Este sistema está dispuesto para los sistemas inLab y Everest, en bloques teniendo una gran gama de colores que va desde blanco pasando por el azul hasta un azul grisáceo. Este color está condicionada por la composición y la microestructura de la cerámica de vidrio la cual es de metasilicato de litio (Gomes et al, 2008).

El sistema para este procesamiento es de dos fases de cristalización utilizando una doble enucleación controlada. La primera fase del sistema IPS E.max CAD esta manufacturada a base de metasilicato de litio que es una vitrocerámica que demuestra tener excelentes propiedades de procesamiento. En la segunda etapa, en la fase de metasilicato es completamente disuelta y el disilicato se cristaliza a 850°C. La transformación de la microestructura produce las propiedades físicas finales, resistencia de 360 MPa, color, translucidez y luminosidad (Heintze, et al, 2009).



Imagen 8. Sistema e.max CAD for CEREC and inLab.

1.5.3. Composición IPS E.max.

La estructura del sistema IPS e.max consta aproximadamente de un 70% de disilicato de litio, además de otros componentes como cuarzo, dióxido de litio, óxido de fósforo, óxido de potasio, entre otros.

Componentes	Proporción %
SiO ₂	57-80
Li ₂ O	11-19
K ₂ O	0-13
ZnO	0-8
ZrO ₂	0-8
P ₂ O ₅	0-11

Tabla 7. Composición química de IPS e.max (Ivoclar Vivadent).

1.5.4. Resistencia.

Esta resistencia es homogénea a lo largo de toda la restauración monolítica de disilicato de litio, las fuerzas masticatorias se ejercen sobre un material que presenta una resistencia de 360-400 MPa. Posee valores de resistencia mecánica mayores que los de leucita, ofrecen una resistencia a la fractura mayor que el sistema Empress.

Ensayos internos de Ivoclar Vivadent, han demostrado que el disilicato de litio molítico es más duradero a comparación de las restauraciones con óxido de zirconio se debe a que un material cerámico de estratificación es más débil (80-120 MPa) soportando las fuerzas masticatorias y a pesar de que la subestructura de óxido zirconio con una resistencia mayor a los 1000 MPa permanece intacta, el fracaso final de la restauración se produce en la cerámica de estratificación.

1.6. Definición y objetivos de la adhesión.

El término “adhesión” se deriva del latín *Adhaesio*, que significa unir o pegar una cosa con otra. La adhesión es un proceso de interacción de sólidos y/o líquidos entre un material (adhesivo o adherente) y otro (adherendo), a nivel de una misma interfaz. Según la American Society for Testing and Materials la adhesión es el estado o fenómeno mediante el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean físicas, químicas o por interacción de ambas.

De este modo se puede definir la adhesión en odontología como unir a un sustrato sólido (diente) el biomaterial a aplicar, existiendo como tal una adhesión en la interfaz diente-restauración (Henostroza, 2003).

La adhesión ha sido foco importante para varios investigadores en todo el mundo a lo largo de la historia, ya que, cuando se logra una verdadera adhesión entre los materiales y las estructuras dentarias, se cumple con poder alcanzar cinco objetivos muy importantes. Imagen 9.



Imagen 9. Objetivos de la adhesión.

1.7. Historia de la adhesión.

La adhesión en odontología es uno de los sucesos con mayor repercusión en los procedimientos clínicos, y es que la adhesión en odontología no tiene nada de nuevo, prueba de ellos tenemos antecedentes históricos que han tomado lugar a partir de la segunda mitad del siglo XX y principios del siglo XXI (Henostroza, 2003).

El primer intento de adhesión a los tejidos dentales se le atribuye al químico suizo Oscar Hagger según Mclean (2000), quien en 1949 patentó en su país un producto basado en dimetacrilato del ácido glicerofosfórico, juntamente con una resina acrílica autopolimizable. Michael Buonocore pionero de la adhesión en odontología, en 1955 realizó un avance significativo sobre la adhesión intraoral, propuso el tratamiento de la adhesividad adamantina, en odontología el grabado ácido provoca disolución parcial de los prismas del esmalte formando un patrón, el cual consta de una superficie de microporosidades y zonas retentivas (Henostroza, 2003).

En 1962 Bowen patentó su resina bisfenol glicidil metacrilato (BIS-GMA) dando así lugar al desarrollo de materiales poliméricos capaces de adherirse al esmalte. Posteriormente en 1966 Newman y Sharpe modificaron su consistencia eliminando su relleno cerámico a fin de producir una resina de muy baja viscosidad. Fue así como nació el adhesivo dental originario de la gran mayoría de los sistemas actuales.

En 1980 Takao Fusayama fue el primero en preconizar que el tratamiento ácido sobre la superficie dentinaria, lejos de perjudicarla, favorecería la adhesividad, denominando a este procedimiento como *grabado total* para destacar que es favorable no solo el grabar el esmalte sino extenderlo hasta la dentina, para así eliminar el smear layer y permitir el ingreso del adhesivo en los túbulos dentinarios (Anusavice, 2004).

En 1982 Nobuo Nakabayashi describe a la *capa híbrida*, la cual mide alrededor de 3 a 6 μm , y está constituida por fibras de colágena y adhesivo, esto como resultado de la infiltración del adhesivo en estado fluido y su posterior

endurecimiento en los espacios que se forman debido a la denudación de las fibras de colágenas (Henostroza, 2003).

1.8. Tipos de Adhesión.

1.8.1. Adhesión física.

La adhesión física, se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes a unir y se clasifica en:

macromecánica: es la que requiere las restauraciones que carecen de adhesividad a los tejidos dentarios y se logra por la conformación de un diseño cavitario que asegure una retención o anclaje (Re Dino, 2009). Se divide en:

- ❖ Fricción o roce.
- ❖ Profundidad.
- ❖ Profundización.
- ❖ Mortaja.
- ❖ Por compresión.
- ❖ Por extensión a los conductos radiculares.
- ❖ Por pines y rieleras.

Micromecánica: en la retención micromecánica, el enlace es obtenido mediante irregularidades superficiales bajo la forma de retención y bajo relieves, dentro de los cuales la resina penetra y forma una conexión mecánica. Se logra mediante dos mecanismos en los que se involucra la superficie dental y los cambios dimensionales que pueda tener el biomaterial a emplear. Dichos mecanismos son el efecto geométrico y el efecto reológico.

1.8.2. Adhesión química.

Se denomina una adhesión química o específica a la que se logra exclusivamente por la reacción química entre dos superficies de contacto. Esta no solo es capaz de fijar una restauración al tejido dentario sino también puede sellar los túbulos dentinarios (Re Dino, 2009).

1.8.3. Atracción inter-atómica.

Atracción existente entre los diversos átomos que mantiene la cohesión entre moléculas, estos enlaces son de naturaleza química y se derivan de las fuerzas; se reconocen tres clases de enlaces inter-atómicos:

- a) Enlace iónico: atracción de tipo electrostático por cargas eléctricas de diferente polaridad.
- b) Enlace covalente: en este tipo de enlace, los elementos comparten pares de valencias, esta clase es particular de la química del carbón, característico de las resinas sintéticas de uso odontológico.
- c) Enlace metálico: este tipo de enlace es de particular importancia para el odontólogo, teniendo en cuenta la necesidad de utilizar diferentes tipos de aleaciones para la elaboración de materiales de reconstrucción.

1.8.4. Enlaces secundarios.

Estos enlaces son relativamente débiles, pero de importancia vital en la química de los polímeros, también denominada fuerzas de Van der Waals que derivan fuerzas intermoleculares que comprenden (Re Dino, 2009):

- a) Fuerzas polares: pertenecen a los dipolos permanentes o inducidos, es el desequilibrio eléctrico de una carga negativa y otra positiva.
- b) Puentes de hidrogeno: es la atracción del núcleo de hidrógeno, expuesto con electrones de oxígeno.
- c) Fuerzas de dispersión: producidas por la despolarización momentánea por movimiento de electrones.

1.9. Fenómenos de la adhesión.

1.9.1. Humectación.

La humectabilidad de un material es su tendencia a hacer que los líquidos se extiendan sobre su superficie. Es muy importante para procedimientos como el recubrimiento y la unión química, en los que se busca que un adhesivo tenga el área de contacto más grande posible para maximizar la adhesión. Cuando el líquido es agua, comúnmente se emplea el término hidrofilia (Anusavice, 2004).

La humectabilidad es una función directa de la energía de superficie. Como regla general, mientras mayor sea la energía de superficie de un material, más se extenderá el líquido sobre la superficie. La activación con plasma incrementa la humectabilidad aumentando la energía de superficie de casi cualquier material.

La humectabilidad puede cuantificarse midiendo el ángulo de contacto de una gota. Un ángulo de contacto menor a 90° generalmente es suficiente para la mayoría de las aplicaciones técnicas (Cova, 2010).

1.9.2. Ángulo de contacto de humectación.

Es el ángulo que se forma entre la superficie del sólido y una línea tangente trazada desde el lugar de contacto de la gota con el sólido, de esta manera se puede evaluar o medir el grado de humectancia de un líquido, mientras más pequeño es el ángulo de contacto mayor es la humectancia, y si el ángulo de contacto es muy grande menor será la capacidad de mojado de un líquido. Por lo tanto, las fuerzas de adhesión son más fuertes que las de cohesión que unen las moléculas del adhesivo. Con un ángulo de contacto de 0° se produce la humectación total, mientras que con uno de 180° no se produce la humectación (Joubert y col, 2010).

1.9.3. Energía superficial.

Es la fuerza de atracción de los átomos y moléculas en la superficie de los sólidos. Los átomos y moléculas se unen entre sí para constituir el estado sólido (Henostroza, 2013).

La energía superficial está determinada por las fuerzas de cohesión y uniones químicas en la superficie del cuerpo, los materiales con mayor energía superficial son aquellos en los que las uniones son más fuertes.

1.9.4. Tensión superficial.

Es la fuerza de atracción que los átomos y moléculas ejercen hacia el centro del material gracias a que las fuerzas cohesivas se manifiestan, y ello determina que, en un ambiente sin gravitación, las moléculas de un líquido tiendan a formar una esfera. Las moléculas libres de dicha esfera tienen campos electrostáticos que tenderán a esparcirse con facilidad o dificultad sobre un líquido dependiendo de la energía de su superficie, cuanto más fuerte es la energía de unión de una sustancia mayor es su energía superficial (Cova, 2010).

1.9.5. Capilaridad.

La ocupación de espacios o interfaces microscópicas por parte de un líquido está relacionada con el grado de fluidez y tensión superficial del líquido.

1.9.6. Tixotropismo.

Es la propiedad de algunas sustancias para modificar su viscosidad ante la aplicación de cargas (Cova, 2010).

1.10. Mecanismos de adhesión a estructuras dentarias.

En la actualidad uno de los mayores retos al cual se enfrentan los materiales restauradores es el de conseguir que ellos sean capaces de unirse a las estructuras dentinarias. La cavidad bucal es el lugar con mayor alteración de la dinámica adhesiva, debido a factores tales como las fuerzas oclusivas, la

constitución de la flora bucal por su pH que se torna altamente destructora de las uniones adhesivas. (Stafanello, Gonzalez, & Prates, 2005).

1.10.1. Adhesión al esmalte.

El esmalte se encuentra conformado fundamentalmente por componentes inorgánicos (96% cristales de hidroxiapatita), orgánicos (1%) y agua (3%). El mecanismo fundamental de la adhesión al esmalte es de naturaleza micromecánica, esto se debe a que los minerales extraídos durante el acondicionamiento ácido son reemplazados por monómeros que polimerizados generan una traba mecánica. En 1955 Buonocuore introdujo la adhesión mediante la aplicación previa de una solución de ácido fosfórico en agua, para lograr el “grabado ácido”, esto se trata de un procedimiento que desmineraliza y disuelve selectivamente la matriz inorgánica de hidroxiapatita de las varillas adamantinas, produciendo de esta manera microporosidades. Los mejores resultados se han obtenido utilizando ácido fosfórico entre concentraciones de 32 y 37% (Barceló, 2015).

1.10.2. Interdigitaciones de resina en esmalte (Resin Tags).

El grabado ácido transforma la superficie lisa y pulida del esmalte en un substrato irregular, permitiendo de esta forma, a una resina líquida acrílica, no rellena y de baja viscosidad infiltrarse lo que se conoce como resins tags.

El enlace entre el esmalte y material de restauración se establece a través de la polimerización de los monómeros insinuados entre las porosidades creadas por el ácido grabador y la copolimerización de los remanentes dobles enlaces carbono-carbono con la matriz de las resinas (Re Dino, 2009).

1.10.3. Adhesión a dentina.

La adhesión a la dentina se logra a partir de la formación de la capa híbrida, la cual se encuentra conformada por la dentina desmineralizada y la infiltración de un líquido orgánico, con capacidad de polimerizar, entre las fibras

colágenas. La capa híbrida será la responsable de la adhesión micromecánica (Reis, 2012).

Existe un consenso en la necesidad de realizar tres acciones sucesivas o simultáneas que permitan:

1. Exponer la trama de fibras de colágeno de la dentina intertubular, a lo que se denomina “acondicionar”. (involucra una sustancia ácida).
2. “impregnar” esa red expuesta con monómeros hidrófilos.
3. La aplicación de monómeros hidrófugos “adherir”.

Tener en cuenta estos tres objetivos nos facilitara la tarea de comprender las diferentes formas de clasificar los sistemas adhesivos, y nos permitirá realizar una correcta elección en función del caso clínico (Reis, 2012).

1.11. Factores que favorecen la adhesión dental.

1.11.1. Dependientes de la superficie dental.

Debe encontrarse limpio y seco; existir un contacto íntimo entre el biomaterial y su medio adhesivo; la superficie receptora sea potencialmente receptiva a uniones químicas. Y por último la adhesión química requiere de una superficie lisa para que el adhesivo pueda correr y adaptarse sin dificultad; pero en la adhesión física, la superficie debe ser irregular para que al endurecer el adhesivo se “trabe” en contacto con la superficie (Henostroza, 2010).

1.11.2. Dependientes del adhesivo.

Mientras más humectante sea el adhesivo al aplicarse, mejor será el contacto favoreciendo con ello su potencial de unión físico-químico; debe de tener una alta estabilidad dimensional una vez endurecido o durante el proceso de endurecimiento. Y por último que el material restaurador sea biocompatible con los tejidos bucales (Henostroza, 2010).

1.11.3. Dependientes del biomaterial.

Debe de ser de fácil manipulación y aplicación, con técnicas adhesivas confiables y compatibles con los medios adhesivos a utilizar.

1.12. Sistemas adhesivos.

El uso combinado de agentes cementantes y sistemas adhesivos ha hecho posible la aplicación extensiva y confiable de estos materiales. Todo sistema adhesivo está compuesto por tres materiales (Barceló, 2015):

- Un agente de grabado, para aumentar la energía superficial libre;
- Un agente promotor o primer (grupo hidrófilo), para aumentar la humectabilidad del sistema adhesivo;
- Un agente adhesivo o bonding (grupo hidrófobo) con la función de infiltrar e interdigitarse micromecanicamente en las porosidades creadas por el grabado.

El grabado determina aspectos morfológicos diferentes sobre el esmalte y dentina: sobre el esmalte se destaca la típica disposición de los prismas con cristales de hidroxiapatita de acuerdo con orientaciones espaciales precisas, mientras que sobre la dentina aparece la estructura de fibras colágenas organizadas en una red que delimita los túbulos dentinarios abiertos (Cova, 2013).

La zona en la que el monómero del sistemas adhesivo impregna a la dentina y se interdigita mecánicamente con el colágeno dentinario es denominada como capa de hibridación o capa híbrida.

1.13. Antecedentes de los sistemas adhesivos.

Para que la adhesión al diente se produjera eficazmente, se debía partir de un conocimiento exhaustivo de la estructura del esmalte y la dentina. De estos se sabía que la dentina presentaba un comportamiento diferente al esmalte, siendo la dentina mucho más hidrófila (Barceló, 2015).

Hacia la década de los cincuenta, tenía lugar la aparición en la odontología adhesiva, del primer adhesivo “SEVRITION”, desarrollado por Hagger y cuya composición era del ácido glicerofosfóricodimetacrilato.

El comienzo real de la odontología moderna tuvo lugar en 1955 con Michael Buonocore que fue el primero en describir el efecto sobre el esmalte de la aplicación de una solución ácida que después se lavaba y secaba y con la que se obtenía un patrón de grabado (Henostroza, 2010).

Cuando el esmalte es acondicionado con esta sustancia ácida se produce una reacción ácido-base que desmineraliza y produce una pérdida irreversible de tejido superficial, con formación de sales solubles de fosfato de calcio.

De acuerdo a la disposición de los prismas y tiempo de acción del ácido utilizado se generan diferentes “tipos o patrones de acondicionamiento adamantino” (Silverstonwe, 1995):

- Patrón tipo I: el ácido desmineraliza los cristales de hidroxapatita de la cabeza de la varilla. El centro de la varilla aparece erosionado, permaneciendo insoluble la periferia.
- Patrón tipo II: el ácido desmineraliza los cristales de hidroxapatita del cuello o del extremo caudal de la varilla. Aparece erosionada la periferia de la varilla permaneciendo insoluble la zona central.
- Patrón tipo III: si el acondicionamiento con ácido fosfórico entre 32 y 37% supera los 15 segundos el patrón se caracteriza por una mayor pérdida de tejido superficial, dejando menor superficie respecto de los patrones I y II. se produce una erosión generalizada de toda la varilla.

El esmalte ya acondicionado, lavado y secado expresa su elevada energía superficial, lo que favorecerá su humectación con un líquido de baja tensión superficial (sistemas adhesivos). Este líquido se encuentra constituido por monómeros, de fluidez suficiente para lograr la impregnación.

En 1996 Van Meerbeek, estableció una clasificación de los sistemas adhesivos basadas en el modo de interacción con el sustrato o mecanismo de adhesión, contemplando también el número de pasos clínicos requeridos para su aplicación:

- ❖ Adhesivos de un solo paso:
 - Adhesivos que modifican el brillo dentinario.

- ❖ Adhesivos de dos pasos:
 - Adhesivos que modifican el brillo dentinario.
 - Adhesivos que disuelven el brillo dentinario.
 - Adhesivos que eliminan el brillo dentinario.

- ❖ Adhesivos de tres pasos:
 - Adhesivos que eliminan el brillo dentinario.

1.14. Evolución de los sistemas adhesivos.

Primera generación: en 1960, el sistema adhesivo que se considera como la primera generación es el Cervident (S.S White; Lakewood) el cual tiene como base monómero activo de superficie NPG-GMA el cual se quelaría con el calcio de la superficie del diente y formaría uniones químicas de la resina con el calcio resistentes al agua. Existía penetración tubular, sin embargo contribuía muy poco a la retención, Cervident tuvo resultados muy pobres en cuanto a la adhesión. Pruebas in vitro: 2-3 MPa (Macchi, 2009).

Segunda generación: A principios de los años ochenta fue desarrollada una segunda generación distinta de adhesivos. Estos productos intentaron usar el barrillo dentinario como un sustrato adhesivo. Esta capa era adherida a la dentina subyacente al insignificante nivel de 2-3 MPa. La capacidad de adhesión de esta generación a la dentina era débil (2-8 MPa), lo cual evidenció que la forma de retención mecánica en la preparación de las cavidades era aún requerida. Además, en restauraciones con márgenes que se encontraban en dentina se observó microfiltración, y las restauraciones oclusales posteriores exhibían con mayor probabilidad una sensibilidad postoperatoria significativa. La estabilidad a largo plazo de los adhesivos de segunda generación fue problemática, y para las restauraciones el índice de retención era tan bajo como del 70% (Toledano, 2001).

Tercera generación: A finales de los años ochenta fueron introducidos los sistemas de dos componentes: primer/adhesivo. La notable mejoría que estos agentes adhesivos demostraron haber justificado su clasificación como adhesivos de tercera generación.

El aumento significativo en la fuerza de adhesión a la dentina (8-15 MPa) disminuyó la necesidad de la forma de retención en las preparaciones de las cavidades. Por otro lado, las lesiones como erosión, abrasión y abfracción se trataban con una mínima preparación dental, lo que explicó el inicio de la

odontología ultraconservadora. Además, la notable disminución en la sensibilidad postoperatoria de las restauraciones oclusales posteriores fue muy bien recibida (Macchi, 2009).

Los adhesivos de la tercera generación fueron la primera generación que se adhirieron no sólo a la estructura dental, sino que también lo hicieron a los metales y a las cerámicas dentales. El inconveniente con este tipo de adhesión era su longevidad. Diversos estudios demostraron que la retención adhesiva de estos materiales empezaba a disminuir después de 3 años de estar en boca. Sin embargo, a pesar de los elevados niveles de sensibilidad postoperatoria, la demanda de los pacientes por tener restauraciones del color del diente natural convenció a algunos dentistas a ofrecer de manera rutinaria obturaciones posteriores con resina.

Cuarta generación: A principios de los años noventa, los agentes adhesivos de cuarta generación revolucionaron la odontología. Tanto su gran fuerza de adhesión a la dentina (17-25 MPa) como la disminución de la sensibilidad postoperatoria en las restauraciones posteriores, motivó a muchos dentistas a empezar el cambio de amalgama a obturaciones posteriores de resina directa.

Esta generación se caracteriza por el proceso de hibridación en la interface de dentina y resina. La hibridación es el remplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie de la dentina por resina. Esta resina combinada con las fibras de colágeno restantes constituye la capa híbrida. La hibridación incluye a ambos: los túbulos dentinales y la dentina intratubular mejorando así dramáticamente la fuerza de adhesión a la dentina.

El grabado total y la adhesión de la dentina húmeda son conceptos que fueron creados por Fusayama y Nakabayashi en Japón en los ochenta, asimismo, presentados en Norte América y popularizados por Betollotti, son distintivos innovadores de los adhesivos de cuarta generación.

Quinta generación: Esto conllevó al desarrollo y a la gran popularidad de la quinta generación de los adhesivos dentales. Materiales que se adhieren bien

al esmalte, a la dentina, a la cerámica y al metal, siendo su cualidad más importante que se caractericen por un solo componente: una sola botella, por lo que no hay que hacer mezcla, lo que reduce las posibilidades de error. La fuerza de adhesión a la dentina se encuentra en el rango de 20-25 MPa, siendo así apto para todos los procedimientos dentales (Macchi, 2009).

Los procedimientos dentales tienden a ser estresantes y técnicamente sensibles. Por tanto, si se pudiese eliminar un poco este estrés, beneficiaría a los dentistas, al personal dental y a los pacientes.

Hoy en día los agentes adhesivos de la quinta generación, son los adhesivos más populares por ser fáciles de utilizar y predecibles. Aplicar un material directamente a la superficie de la estructura dental preparada es técnicamente poco sensible, así que la sensibilidad postoperatoria también se reduce considerablemente.

Sexta generación: Los clínicos e investigadores han procurado eliminar el paso de grabado, o incluirlo químicamente en alguno de los otros pasos. Los adhesivos de sexta generación no requieren grabado, por lo menos en la superficie dentinal. Aunque esta generación no es aceptada universalmente, hay un número de adhesivos dentales, introducidos desde el año 2000, los cuales han sido diseñados específicamente para eliminar el paso de grabado.

Estos productos tienen un líquido acondicionador de dentina en uno de sus componentes; el tratamiento ácido de la dentina es auto limitado, y los derivados del grabado se incorporan a la interface dental-restaurativa permanentemente.

Los investigadores han planteado algunas preguntas acerca de la calidad de la adhesión luego del deterioro en boca. Interesantemente, la adhesión a la dentina (18-23 MPa) se mantiene fuerte con el tiempo, mientras que la duda se da con respecto a la adhesión al esmalte sin grabado y preparación. Adicionalmente, los múltiples componentes y pasos en las distintas técnicas de los adhesivos de sexta generación pueden causar confusión y esto llevar a que se produzcan errores. Asimismo, se han generado algunas inquietudes sobre la

eficacia y predictibilidad de varios procedimientos innovadores de mezclado (Macchi, 2009).

Séptima generación: se introducen al mercado en el año 2010, sistemas adhesivos de un solo paso clínicamente sin necesidad de mezclarlos en boca, pero si antes de su colocación. Dieron un gran aporte a la odontología restauradora eliminando la sensibilidad postoperatoria. (18-28 MPa).

La creciente demanda de sistemas adhesivos que disminuyan la sensibilidad postoperatoria al mismo tiempo que ofrezcan buenos resultados de fuerza adhesiva y buen sellador marginal ha llevado a la creación de una nueva generación llamada adhesivos universales.

1.15. Sistemas Universales.

1.15.1. Definición.

Una de las novedades más recientes en odontología adhesiva, fue la introducción de adhesivos universales, que se han utilizado desde el año 2011 en la práctica clínica. Estos nuevos productos también se conocen como adhesivos “multi modo” o “multi propósito” porque se pueden usar como adhesivos autograbantes (selft-etch), adhesivos de grabado y lavado (etch-and-rise) o como adhesivos de grabado selectivo del esmalte.

No parece haber ninguna definición oficial de lo que describe a un adhesivo universal. En cualquier caso, los adhesivos universales no deberían ser confundidos con los adhesivos de una sola botella autograbante de séptima generación o sistemas “All in one” como; IBond (Heraeus, Kulzer) Xeno (Dentsply, Caulk) Clearfil S3 Bond (Kuraray). Los adhesivos universales tienen aplicaciones mucho más amplias que los de séptima generación (Sofan, 2018). Los adhesivos universales han sido descritos por algunos fabricantes como (Alex G, 2015):

- Idealmente en una sola botella.
- Sin necesidad de mezclar los componentes.
- Pueden ser usados con las diferentes técnicas de grabado.
- Pueden ser utilizados tanto para restauraciones directas como indirectas

- Compatibles con cementos basados de resina de curado dual y foto curado.
- Se adhieren de igual manera al esmalte y a la dentina.
- Pueden ser usados como primers adhesivos en sustratos no dentarios como; zirconia, metales nobles, metales no preciosos, composites y cerámicas basadas en sílice.
- Algunos pueden poseer silano, evitando el paso de silanización cuando se unen a materiales cerámicos de vidrio.

1.15.2. Composición química general.

Los adhesivos universales idealmente deben de ser lo suficientemente ácidos para ser efectivos en el modo de autograbado, pero no tan ácidos como para que degraden los iniciadores necesarios para la polimerización de los cementos de resina de curado dual. Los adhesivos universales también deben contener agua ya que es requerida para la disolución de los monómeros ácidos funcionales que hacen posible el autograbado (Alex G, 2015).

A grandes rasgos la composición básica de estos sistemas adhesivos consiste en una solución acuosa con monómeros acídicos funcionales conocidos también como monómeros bifuncionales, solventes orgánicos como etanol o acetona, monómeros de metacrilatos convencionales, ácido poliaquenónico, relleno y en algunos casos silano (Paz, 2016).

Existen diferencias en la formulación química de un fabricante comparado con otro, como el pH, iniciadores, solventes y monómeros específicos.

Estos monómeros poseen en su formulación química diversos componentes que cumplen una función en el sistema adhesivo:

- a) Solventes orgánicos: agregan etanol, agua o acetona para mejorar la humectación y la infiltración en los tejidos del diente (Alex G, 2015).
- b) Agua: al ser adhesivos de base acuosa, el agua sirve para ionizar los monómeros ácidos y guiar el proceso de desmineralización del sustrato.
- c) Ácido polialquenónico: este ácido débil le confiere al adhesivo universal la característica de formar uniones químicas confiables con la dentina por la unión de los grupos carboxílicos del ácido con los iones de calcio del tejido dentario.

- d) Vinyl-silano: también llamado silano, es una molécula bifuncional con un extremo órgano-funcional y un extremo silico-funcional, lo que le confiere la propiedad de unir químicamente sustratos cerámicos (Paz, 2016).
- e) Monómeros metacrilatos: encargados de la formación del polímeros más resistente mecánicamente y la interacción con resinas compuestas y cementos resinosos. Son añadidos para proveer fuerza a la unión micromecánica al tejido dentario.
- f) Monómeros ácidos: son ésteres fosfatados con pH ácido lo que les permite actuar como agentes grabadores e imprimantes. Recientes publicaciones dan cuenta del mecanismo íntimo de adhesión involucrado en la unión de uno de estos monómero (10-MDP) a las estructuras dentarias, demostrando la formación de sales de muy baja solubilidad y alta resistencia.

1.16. Técnicas de adhesión a sustratos dentarios.

Siempre que se ha de realizar un procedimiento de adhesión se debe de tener en cuenta cual es la técnica adhesiva a realizar, tomando en cuenta el sustrato, la restauración y el sistema adhesivo con el que se cuenta. Una adecuada selección de la técnica teniendo en cuenta estos factores nos dará un resultado más confiable (Zamora, 2015).

Tratar las superficies dentarias mediante el acondicionamiento con un agente ácido permitirá convertir las estructuras dentarias receptoras a la adhesión, esto se logra mediante diferentes técnicas que son:

1. Grabado total. Grabado ácido de esmalte y dentina o total etch
2. Grabado autocondicionante, autograbado o self etch.
3. Grabado selectivo o selective enamel etch.

1.16.1. Grabado ácido de esmalte y dentina (Grabado total).

Creada por Fusuyama en 1979 quien con la aplicación de esta técnica concluyo que el grabado ácido aumenta considerablemente la adhesión de la resina compuesta, no solo al esmalte sino también a la dentina. Los fabricantes inicialmente recomendaban limitar el acondicionamiento ácido solo al esmalte, por su renuencia a aceptar el grabado total pero ante los niveles de adhesión superiores a los 25 o 30 MPa que se alcanzaron con el acondicionamiento ácido de la dentina y a la constación clínica de que su uso prudente no ocasiona daño pulpar finalmente se aceptó el grabado total (Henostroza, 2013).

Cuando el ácido fosfórico es aplicado sobre una superficie de esmalte cortado y no cortado, la hidroxiapatita se disuelve selectivamente creando marco y microporosidades después los monómeros se infiltran a las porosidades del esmalte, a través de atracción capilar, la polimerización hace que la resina se enclave dentro de las porosidades.

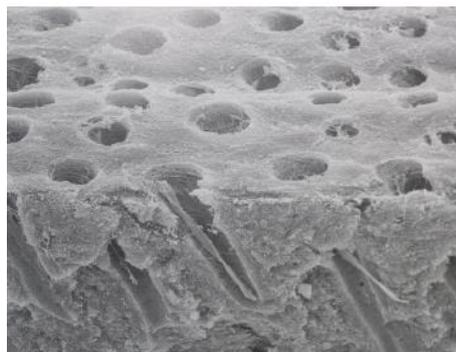


Imagen 10. Acondicionamiento del sustrato dentinario con técnica de grabado total y utilización de ácido fosfórico al 37% (Dietschi, 1998).

Este grupo está constituido por los sistemas adhesivos de grabado total. Estos sistemas adhesivos de grabado y lavado requieren de una fase previa de acondicionamiento del tejido ácido, como el ácido orto fosfórico al 37%, el cual proporciona una superficie porosa e irregular que permite la penetración de los monómeros de resinas polimerizables. Este proceso de grabado elimina la capa de barrillo dentinario.

Las primeras versiones de estos sistemas adhesivos fueron y son aún comercializados en tres frascos:

1. Ácido: su función es preparar el sustrato.

2. Primer: solución hidrofílica compatible con la dentina húmeda y que posee solventes en su composición.
3. Adhesivo: parte hidrofóbica, compatible con la resina compuesta.

1.16.1.1. Descripción de la técnica.

A continuación se describe la técnica con una secuencia ordenada, y se recomienda siempre el uso de aislamiento absoluto con dique de goma para evitar la contaminación del sustrato con saliva, sangre o microorganismos (Barceló, 2015).

Pasos a seguir:

- 1 Limpiar el diente, de las diferentes barreras físicas que se encuentran en ellas.
- 2 Grabado con ácido fosfórico al 37%, esmalte y dentina durante 15 a 20 segundos.
- 3 Lavar durante 15 segundos para la total remoción del ácido.
- 4 Secar sin desecar la superficie, dejando la superficie dentaria húmeda.
- 5 Colocar el adhesivo y frotar durante 10 segundos.
- 6 Polimerización del adhesivo.

1.16.2. Grabado autocondicionante (autograbado).

Fue creada en 1994 por Chigiray y Watanabe para solucionar problemas de la complejidad de la técnica anterior y de la sensibilidad postoperatoria asociada a los sistemas adhesivos con grabado total.

Consiste en un sistema que no requiere grabado ácido previo a su aplicación, por lo que no requiere de lavado, debido a que la fase de acondicionamiento con ácido y de imprimación se realiza en una sola etapa. Incluye dentro de la capa híbrida al barrillo dentinario. Es una técnica mucho más sencilla, con muy bajo riesgo de sensibilidad postoperatoria, permitiendo un sellado marginal y una resistencia adhesiva acorde a los requerimientos

funcionales actuales. Dentro de las desventajas se señala su pH, muy superior al del ácido fosfórico (Reis, 2012).

La presencia del ácido fue incorporada al primer, tornando a este autocondicionante. Así, el primer autocondicionante es responsable por la creación de su propia vía de acceso a los tejidos mineralizados.

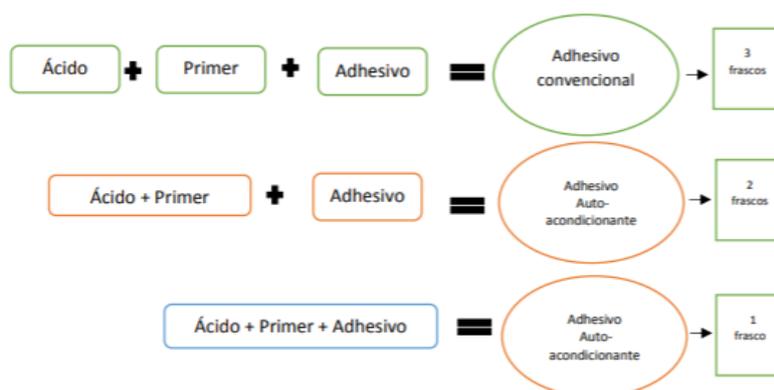


Imagen 11. Sistemas adhesivos autocondicionantes (Reis, 2012).

Obsérvese que en la imagen 11 se puede realizar de dos pasos o de paso único. El primer de aquellos de dos pasos puede ser comercializado en frasco único o en dos frascos que de ben ser mezclados antes de la aplicación.

Estos sistemas adhesivos autograbadores son caracterizados por monómeros ácidos que no requieren lavado, estos sistemas actúan acondicionando, desmineralizando e infiltrando esmalte y dentina de forma simultánea, la capa de barrillo se altera, pero no se elimina y no está indicado el lavado. Los sistemas de primers de autograbado utilizan una solución de un polímero ácido que penetra a través del agua que rodea las partículas del barro dentinario. Los componentes reactivos de los primers de autograbado son ésteres de alcoholes bivalentes con ácido metacrílico o fofórico (Hernández, 2004).

De acuerdo con el potencial ácido expresadoe en valores de potencia de hidrogeno (pH), los primers pueden ser clasificados en leves ($\text{pH} > 2$), moderados ($1.1 < \text{pH} < 2$) y agresivos ($\text{pH} < 1$). Los monómeros ácidos presentes en los

sistemas autocondicionantes pueden ser monómeros derivados del ácido 4-META, Fenil, 10-MDP y PENTA.

1.16.2.1. Descripción de la técnica.

A continuación se describe la técnica con una secuencia ordenada, y se recomienda siempre el uso de aislamiento absoluto con dique de goma para evitar la contaminación del sustrato con saliva, sangre o microorganismos (Barceló, 2015).

Pasos a seguir:

1. Limpiar el diente, de las diferentes barreras físicas que se encuentren.
2. Esta técnica prescinde del grabado ácido, del lavado y secado.
3. Se aplica el adhesivo autocondicionante en toda la cavidad, frotando durante 20 segundos de dos a una capa según el fabricante.
4. Fotopolimerización del adhesivo.

1.16.3. Grabado ácido del esmalte selectivo (grabado selectivo).

Esta técnica básicamente busca tratar por separado el esmalte y la dentina debido a que presentan estructuras diferentes buscando optimizar cada enlace químico. El esmalte se graba de manera selectiva con el ácido fosfórico sin tocar la dentina de 15 a 20 segundos, se lava y se seca para obtener la exposición de los prismas del esmalte. La dentina se prepara a través de un sistema autograbador de primer y adhesivo, ya sea en una sola botella o dos botellas, este paso sustituye el uso del ácido orto fosfórico por un primer ácido (Hernández, 2004).

1.16.3.1. Descripción de la técnica.

A continuación se describe la técnica con una secuencia ordenada, y se recomienda siempre el uso de aislamiento absoluto con dique de goma para evitar la contaminación del sustrato con saliva, sangre o microorganismos (Barceló, 2015).

Pasos a seguir:

1. Limpiar el diente, de las diferentes barreras físicas que se encuentran.
2. Grabado con ácido fosfórico al 37%, únicamente esmalte por 15 segundos.
3. Lavar durante 15 a 20 segundos para asegurar la total remoción del ácido.
4. Secar sin desecar la superficie, dejando la superficie dentaria húmeda.
5. Aplicar el adhesivo y frotar durante un mínimo de 10 segundos
6. Fotopolimerización del adhesivo.

1.17. Clasificación de los sistemas adhesivos dentales.

1.17.1. Basados en la estrategia de adhesión.

La evolución de los sistemas adhesivos ocurrió en función del sustrato y de la interacción con el smear layer, así que de esta manera se optó por clasificar los sistemas adhesivos en dos grupos: 1) aquellos que preconizan el grabado previo con ácido fosfórico, denominados como sistemas convencionales o de grabado/lavado y; 2) los sistemas autocondicionantes o autograbantes (Dourado, 2006).

1.17.1.1. Sistema convencional.

La estrategia de grabado y lavado incluye dos tipos de adhesivo de acuerdo con el número de pasos involucrados como se muestra en la tabla 8.

TRES PASOS.			DOS PASOS.	
Grábado ácido	Primer	Adhesivo	Grábado ácido	Primer + Adhesivo

Tabla 8. Sistema convencional (Sezinando, 2014).

1.17.1.2. Sistema autocondicionante o autograbante.

Para evitar los problemas por la desmineralización profunda ácida de la dentina y la infiltración de adhesivos convencionales, fueron introucidos con un enfoque menos sensitivo para los tejidos dentarios llamdado sistemas autograbantes. Esta estrategia tiene como objetivo la simplificación de pasos y reduce el tiempo clínico de aplicación. La estrategia adhesiva autograbante se describe en la tabla 9.

TRES PASOS.		DOS PASOS.
Adhesivo	Primer	Primer + adhesivo

Tabla 9. Sistema autograbante (Sezinando, 2014).

1.17.2. Basado en el sistema de activación.

Con el paso de los años se han desarrollado diferentes mecanismos de activación de los sistemas adhesivos poliméricos, y actualmente ya contamos con tres diferentes: foto activado o fotopolimerizables, químicamente activados o autopolimerizables y de activación dual o polimerización dual (Anusavice, 2004).

1.17.2.1. Adhesivos fotopolimerizables.

La fotopolimerización ocurre a por la activación de compuestos como la canforoquinonas por medio de la longitud de onda específica de la luz, alrededor de 470nm. Tiene la ventaja de que se puede foto activar cuando resulte conveniente para el operador, permitiendo un mejor control del tiempo de trabajo. Suministran menos fracasos clínicos, a diferencia de los duales o autopolimerizables (Henostroza, 2010).

1.17.2.2. Adhesivos autopolimerizables.

La polimerización se desencadena por la reacción de los compuestos peróxido-amina cuando se mezclan, por ellos son menos estables en la variación del color debido a la degradación de las aminas que no reaccionan. Se encuentran parcialmente en desuso.

1.17.2.3. Adhesivos de polimerización dual.

La reacción de activación es llevada a cabo por los dos sistemas antes descritos, por luz para controlar en parte la polimerización y de forma química para completar la activación en aquellas zonas en donde no alcanza la luz.

1.18. 10-metacriloxidecilmfosfato dihidrogenado.

Después de que Kuraray introdujo el primer monómero adhesivo en la historia dental al inventar el monómero de fosfato Phenyl-P en 1976, su estructura molecular mejoró en 1981 al crear una molécula con mayor capacidad adhesiva para la estructura dental y una afinidad por el metal. El resultado de este trabajo de desarrollo fue el monómero MDP (dihidrogenofosfato de 10-metacriloxidecilo), que convenció a los usuarios por su estructura de monómero especial: este monómero de fosfato era extremadamente efectivo para el esmalte, la dentina y las aleaciones metálicas. En consecuencia, PANAVIA, incluido el monómero MDP, se introdujo como un cemento de resina adhesiva de alto rendimiento para la cementación de la estructura dental y de los metales (Volcan, Deniz & Mutlu, 2013).

El impresionante éxito de PANAVIA alentó a Kuraray a integrar el monómero MDP en otros sistemas de enlace, así como a obtener un alto grado de adhesión al sustrato dental a partir de la formación de un enlace químico (Nakabayashi & Kojima, 2014).

1. Grupo terminal doble enlace para polimerización.
2. grupo alqueno hidrófobo para mantener un delicado equilibrio entre hidrófobos
3. Propiedades hidrófilas y grupo fosfato hidrófilo para el rendimiento de la desmineralización ácida y la unión química a la estructura dental.

La columna vertebral de la mayoría de los sistemas adhesivos universales incorpora algunos monómeros basados en ésteres de fosfato. Estos monómeros tienen muchas características positivas que incluyen unión química a metales (Kadoma Y, 2002), zirconio (Chen L. Suh BI, Brown D, 2012) y a tejidos dentales mediante la formación de sales de calcio insolubles (Fukeygawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, 2006). Además su acidez le da el potencial de grabar y desmineralizar tejidos dentales, lo que lo convierte en un buen candidato para

formar parte de adhesivos que requieren autograbado, grabado selectivo y grabado total.

Una de las primeras aplicaciones fue en cementos de resina compuesta para adhesión de metales. Este monómero posee muchas características deseables para ser incorporado en sistemas adhesivos universales: es un monómero funcional anfipático con un grupo hidrofóbico metacrilato en un extremo capaz de unirse a resinas basadas en metacrilato y un grupo polar fosfato en el otro extremo capaz de unirse químicamente a los tejidos dentarios, metal y circonio. Este atributo por si solo ya es deseable para ser usado en este tipo de adhesivos, pero además la larga cadena de carbonos de este monómero es en gran parte hidrofóbica lo que lo convierte en el monómero imprimante más hidrofóbico usado en adhesivos dentales. Esto es importante en términos de durabilidad del producto al ser más estable en solución y también en cuanto a su absorción de agua y su resistencia a la hidrólisis de la interfaz adhesiva, la que ha sido reportada como la principal causa del fallo de la unión adhesiva (De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, 2003). Además, el 10-MDP es uno de los pocos monómeros usados en adhesivos dentales que ha demostrado presentar uniones químicas a tejido dentario vía enlaces iónicos a calcio presente en hidroxiapatita (Fukeygawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, 2006).

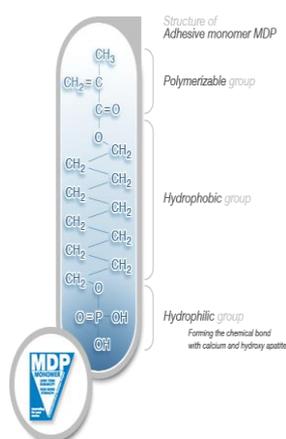


Imagen 12. Monómero 10-MDP.

Cuando la patente de Kuraray expiró (2003) otros fabricantes comenzaron a explorar las ventajas de este monómero, como por ejemplo Bisco, 3M ESPE y VOCO entre otros. En 2009, Bisco introdujo al mercado el primer imprimante para circonio (Z-Prime®) que incluyó 10-MDP en su composición. El año 2011 3M ESPE introdujo el primer adhesivo universal en la historia que contenía 10-MDP Presentación comercial (Scotchbond Universal®) (Alex G, 2015). Al poco tiempo FGM lanzó un adhesivo que incorporó a este mismo monómero, el cual corresponde a Ambar®. (FGM Productos Odontológicos, Brazil) es un sistema adhesivo fotocurable para esmalte y dentina, responsable por la unión entre la estructura dental y materiales restauradores. Clasificado como adhesivo convencional de dos pasos, Ambar combina primer y adhesivo en un solo frasco, y es necesario un grabado ácido previo a la aplicación del adhesivo. Entre las principales características de Ambar, se pueden citar la elevada resistencia de unión inmediata y post ciclo (sobre dentina y esmalte), elevada estabilidad química y resistencia de la película adhesiva generada después del fotocurado, una capacidad adecuada de penetración de los monómeros en las fibras colágenas de dentina húmeda desmineralizada, etc. Estos y otros factores contribuyen a que se pueda obtener una mayor longevidad u seguridad en trabajos adhesivos. Ambar es indicado para realizar restauraciones directas (todas las clases), reparaciones en cerámica y compósitos y cementación adhesiva (uso combinado con cementos de resina).



Imagen 13. Adhesivo universal ambar. FGM

El grupo fosfato del 10-MDP tiene capacidad de conectarse de una forma bastante intensa y estable a la hidroxiapatita de la dentina y del esmalte, más precisamente a los iones de calcio. Esta conexión electrostática entre el 10-MDP

y la hidroxiapatita ocurre según un concepto de "adhesión-descalcificación". Este concepto muestra que, inicialmente, todos los ácidos tienen la capacidad de conectar químicamente al calcio de la hidroxiapatita, verificándose la liberación de iones fosfato e hidróxido. El mantenimiento de esta unión dependerá de la estabilidad de la sal de calcio formada. Así, los sistemas adhesivos que poseen el 10-MDP en su composición tienen la capacidad de formar sales MDP-Ca. Estas sales presentan gran estabilidad, resistencia a la hidrólisis y elevada longevidad, que proporciona mayor estabilidad y longevidad a la interfaz de conexión.

En lo que se refiere a su clasificación según el pH, es suave; así mismo, la adición del monómero 10-MDP es más ventajosa. Como estos adhesivos sólo se disuelven parcialmente en la capa residual, dejando cristales de hidroxiapatita adheridos a las fibras de colágeno expuesto, además del efecto de protección natural que este mineral tiene sobre el colágeno, permite la creación de conexiones electrostáticas entre el 10-MDP y los cristales de hidroxiapatita.

Los estudios de laboratorio demostraron que la interacción de polvo de hidroxiapatita con el monómero 10-MDP resultó en la formación de una capa estratificada con el espesor de 4 nanómetros. Cada estrato estaba constituido por dos moléculas de 10-MDP con sus grupos metacrilados que se dirigen el uno al otro, y sus grupos funcionales de hidrógeno-fosfato orientados hacia direcciones opuestas. Entre cada estrato se verificaba la presencia de sales de calcio que mantenían los estratos unidos entre sí. La formación de esta capa estratificada tomó la designación de nanolayering.

Se ha demostrado a partir de otras investigaciones que este proceso de nanolayering también ocurre en el esmalte y la dentina. Frotar la solución de la imprimación de la superficie dentinaria intensifica este fenómeno de nanolayering, lo que explica el hecho de que esta técnica de aplicación promoverá una intensificación de las fuerzas de enlace.

A través del uso de adhesivos self-etch que contenían el monómero 10-MDP fue posible ver la creación de un área distinta, situada debajo de la capa híbrida, que presentaba variaciones a la resistencia ácido-base. Esta zona está constituida por dentina y capa híbrida, y se origina debido a la penetración y polimerización de los monómeros en la dentina desmineralizada. Esta área, que posteriormente tomó la designación de zona de resistencia ácido-base, y que es claramente visible cuando se aplican sistemas adhesivos self-etch que contienen el 10-MDP, desempeña un papel importante en el aumento de la longevidad de las restauraciones.

Las bacterias presentes en el medio oral producen productos ácidos que tienen la capacidad de infiltrar en la interfaz de conexión y los márgenes de las restauraciones, provocando cambios de color, desmineralización y, consecuentemente, aparición de caries secundarias. Así pues, la presencia de una zona como la zona de resistencia ácido-base adyacente a la capa híbrida con capacidad de resistir las variaciones de pH promueve no sólo el sellado de los márgenes de la restauración sino como la aparición de caries secundaria.

Aunque el mecanismo a través del cual esta zona se origina aún no está totalmente comprendido, estudios realizados hasta la fecha indican que la infiltración de monómeros funcionales (como el 10-MDP) además de la capa híbrida, y la posterior interacción de estos monómeros con la hidroxiapatita contribuye a su formación.

1.18.1. Adhesión de cementos resinosos que contienen 10-MDP a la dentina.

El mecanismo de adhesión de los cementos de resina a los tejidos dentales y especialmente a la dentina, se ha estudiado a fondo en las últimas décadas. El establecimiento de una retención micromecánica efectiva entre el cemento de resina y los túbulos de dentina ocurre cuando la resina adhesiva penetra en la dentina intratubular e intertubular, formando etiquetas de resina y la capa híbrida (Yoshida, 2004). La traba intromecánica es el mecanismo de adhesión más importante de la resina a la dentina.

Sin embargo, varios factores como el grabado ácido, la condición de humedad del diente, la profundidad de penetración de la resina adhesiva en la dentina y la profundidad de la dentina puede afectar la formación de capas híbridas y etiquetas de resina.

El mecanismo de unión a la dentina se basa esencialmente en la infiltración de monómeros de resina en las porosidades creadas por la eliminación de material mineral o inorgánico de los tejidos dentales.

En el enfoque de "autograbado", los adhesivos condicionan y la dentina principal se aplica al mismo tiempo y de no ser necesario no se enjuaga. En este procedimiento el tiempo de aplicación clínica es relativamente corto y la sensibilidad de la técnica se reduce significativamente.

Los adhesivos de autograbado pueden clasificarse como "suaves" y "fuerte"; los adhesivos de autograbado fuertes con monómeros funcionales tienen un pH bajo (<1) y su mecanismo de unión está reportado para ser similares a los adhesivos de grabado y enjuague.

Los adhesivos de autograbado suaves ($\text{pH} \approx 2$) desmineralizan selectivamente la superficie de la dentina y se informa que forman una capa híbrida poco profunda. La adhesión se garantiza mediante la interacción química entre la hidroxiapatita residual y los monómeros funcionales.

Varios sistemas de adhesivo de autograbado contienen monómeros funcionales específicos que mejoran el rendimiento de la adherencia. Los monómeros funcionales pueden ayudar a acondicionar los tejidos dentales, aumentar la penetración del monómero y también mejora la adhesión química a los tejidos duros del diente. El monómero 10-MDP es uno de los funcionales más utilizados (Yoshida, 2004).

Por otro lado, los cementos autoadhesivos no lo hacen. Requieren acondicionamiento de la dentina o superficies cerámicas. Tales cementos tienen monómeros modificados con dimetacrilato de ácido fosfórico multifuncional. Sin embargo, su nivel de difusión en dentina y su estabilidad hidrolítica no son óptimos.

CAPÍTULO II

2. ANTECEDENTES

Durante los últimos años los sistemas adhesivos simplificados a una etapa (autograbantes) han iniciado su aceptación por los odontólogos por su facilidad de uso para los tratamientos de resinas compuestas directas y cementaciones indirectas; sin embargo, estos sistemas han presentado signos de degradación en la interfase adhesiva con el paso del tiempo.

Es de vital importancia conocer la interacción química y molecular de los monómeros adhesivos funcionales con la estructura dentaria, especialmente si se considera la capa submicrónica de hidroxiapatita que permanece disponible para interactuar en la superficie en la zona híbrida. Los sistemas adhesivos contienen uno o más monómeros funcionales, su función y su posterior tasa de disolución de sus sales de calcio han mostrado relación con su unión química al diente, estos monómeros cumplen papeles importantes, tales como grabado ácido del sustrato dentario, promover la penetración de los monómeros, humectabilidad y provocar la interacción adhesiva con el diente; aunque sin embargo, en un principio no se consideraba su capacidad para formar uniones químicas con el diente (Rivas, 2017).

En un estudio comparativo (Yoshida et al. 2016) reportaron que el potencial de unión química al diente es diferente para los monómeros funcionales comparando 3 nuevas formulaciones y se observó que el mayor potencial lo presentaba la molécula 10-metacriloxildecilfosfato dihidrogenado, seguido de 4-metacriloxietil trimelitato y de 2-metacriloxietilfenil fosfato (Moncada, Fonseca, Oliveira, Fernández & Martín, 2014).

La posibilidad de que el 10-MDP presente la capacidad de establecer fuertes uniones iónicas con la hidroxiapatita impresiona como integración con la dentina y resultan a favor de obtener una mayor longevidad y menor sensibilidad postoperatoria de las restauraciones adhesivas (Nagaoka, 2016).

Tsuchiya et al observaron la formación de una nueva zona bajo la capa híbrida convencional y se caracterizaba por su resistencia al desafío ácido-base, llamada “zona de resistencia ácido-base” que participa en varios papeles determinantes, como la prevención de caries secundaria a la restauración, sellado de los márgenes de la restauración y la promoción de su longevidad.

En 1981 se presenta a la comunidad científica la cementación adhesiva de restauraciones indirectas mediante resinas que contenían 4 META y 10-MDP (Panavia, Kuraray, Tokio, Japón); dados sus altos valores adhesivos y longevidad llegó a constituir el gold standard de las cementaciones de restauraciones metálicas indirectas; ambos monómeros funcionales fueron utilizados para el desarrollo de sistema adhesivo Clearfill SE Bond (Kuraray); cuya característica esencial de 10-MDP era la unión a iones metálicos de las restauraciones (Inoue, Koshiro, Yoshida & Nagakane, 2014).

La influencia de la estructura química del monómero es considerada el elemento más importante en el comportamiento adhesivo de los monómeros funcionales; se ha investigado por medio de pruebas de microtracción, espectrometría de absorción atómica y la tasa de disolución del Ca y de los monómeros funcionales, tanto en dentina como en esmalte, relacionados con la acción de monómeros fosforados como 4-dihidroxifosforil-2-oxabutil acrilato, etil 2-4-dihidroxifosforil-2-oxabutil acrilato, 2,4,6 trimetil fenil-dihidroxifosforil, 2-4 dihidroxifosforil-oxabutil acrilato y 10-MDP, observándose que altos valores de resistencia adhesiva se asocian con bajas tasas de disolución de sales de Ca del respectivo monómero funcional, es decir, se asocia al concepto de presencia de «adhesión-desmineralización» con altos valores de adhesión. Adicionalmente se observó que cuando se utilizaron adhesivos con base en 10-MDP mostró significativos mayores valores adhesivos que los otros compuestos; los valores adhesivos más bajos se observaron en HEAPA, incluso con fracasos pretest.

En dentina 2,4,6 trimetil fenil-dihidroxifosforil, 2-4 dihidroxifosforil-oxabutil acrilato y 10-MDP presentaron valores del orden de 25 MPa sin fracasos pretest. El análisis de los fracasos mostró un patrón predominantemente mixto con fractura en la resina y en la capa híbrida, con mayor cantidad de fallas en los composites más que en la capa híbrida; cuando se usó 10-MDP las mediciones de espectrometría de absorción atómica revelaron que la sal de Ca-10-MDP fue la más estable, seguida de Ca-2,4,6 trimetil fenil-dihidroxifosforil, 2-4 dihidroxifosforil-oxabutil acrilato, mientras otras fueron altamente sensibles a la hidrólisis (Yao & Wang, 2018).

Estudios de las uniones adhesivas de MDP por medio de difracción de rayos X y resonancia nuclear magnética de la localización de los átomos de hidrógeno de MDP, HEMA y hidroxiapatita, mostraron que existe interacción entre MDP y dentina en 3 diferentes fases (Yoshida, 2014):

1. El MDP iónico enlaza con Ca de la HA.
2. Simultáneamente MDP extrae Ca desde la HA superficial, formando sales de Ca-MDP que se auto ensamblan en múltiples nanocapas, mientras otros MDP permanecen unidos a la HA.
3. Finalmente el fosfato de Ca más soluble se forma con los iones fosfatos liberados de la hidroxiapatita; esto ocurre a pH bajo 4,0.

Adicionalmente, el estudio muestra que el HEMA afecta significativamente a la interacción química del MDP, obstaculizando las uniones y formaciones de sales y nanocapas, por la reducción de la tasa de desmineralización superficial, un prerrequisito para la formación de la sal de Ca-MDP en la interacción química con la hidroxiapatita. La ausencia de HEMA provocó que MDP produjera más nanocapas e inmovilizara esta molécula en la zona adhesiva, en cambio el aumento de concentraciones de HEMA (8-15%) provoca la reducción de la densidad de MDP absorbido por la hidroxiapatita, incluso llegando a no revelar presencia de nanocapas (Inoue, Koshiro, Yoshida & Nagakane, 2014).

Un estudio realizado por Yang Yuan et al evaluó la capacidad de sellado de 5 sistemas adhesivos a través de la evaluación nanoinfiltración, utilizando nitrato de plata amoniacal. Dos de los adhesivos presentes en la investigación, el Clearfil SE bond (self-etch de 2 pasos) y el Clearfil S3 Bond (self-etch de paso único) contenía el monómero 10-MDP en su composición. A través de análisis de microscopía electrónica, los investigadores llegaron a la conclusión de que los 2 sistemas adhesivos que contenían el 10-MDP eran los que presentaban menor nanoinfiltración, con una mejor capacidad de sellado (Chen, Lu, & Qian, 2017).

A través de la realización de dos estudios independientes, Yoshida et al y Teshima demostraron que el HEMA interactuaba negativamente con el 10-MDP. El HEMA no inhibe por completo a la actuación del 10-MDP pero reduce su eficacia. Este monómero funcional, que es el primer más utilizado en los adhesivos dentales, reduce significativamente el proceso de nanoinfiltración al disminuir la tasa de desmineralización de la hidroxiapatita, disminuyendo la formación de sales MDP-Ca. Estos investigadores concluyeron que se necesitan más estudios para comprender la interacción de HEMA con el 10-MDP y su impacto en la formación de la capa híbrida y la fuerza de resistencia del adhesivo (Chen, Lu, & Qian, 2017).

Erhardt et al en el 2004 especula que el contenido de agua de la dentina aumenta después del ataque con ácido, lo que eventualmente ayuda a la ionización de los monómeros ácidos en los cementos de resina. Esto da como resultado una mejor penetración de la unión y un acondicionamiento de la superficie más efectivo. Del mismo modo, en este estudio se confirma que con la técnica de grabado y enjuague, existen mejores resultados en comparación con el adhesivo de autograbado aplicado para ambos cementos de resina. Las evaluaciones de microscopía apoyaron estos hallazgos (Gutierrez, Sutil, Malaquias & De Zousa, 2017).

CAPÍTULO III

3.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El monómero funcional 10-MDP se considera actualmente como el estándar de oro para formular sistemas adhesivos universales autocondicionantes debido a la eficacia en la interacción química con los iones de calcio presentes en la hidroxiapatita, así como la durabilidad de la adhesión a los tejidos dentales duros, en particular a la dentina.

En la odontología restauradora actualmente la adhesión es uno de los marcos más importantes; de manera constante hay una actualización sobre los sistemas adhesivos con los tejidos dentales y el material restaurador. De igual manera los sistemas adhesivos han tenido una gran evolución tanto en sus componentes como en su simplificación.

Por otra parte, el disilicato de litio es un material de restauración indirecta con gran aceptación en la población debido a la biocompatibilidad que existe con los tejidos dentales (dentina y esmalte) y su mínima invasión. De igual manera, las restauraciones de disilicato de litio en odontología principalmente son de carácter estético en sector anterior; por tal motivo, es importante analizar la interacción adhesiva entre: *el material de restauración y el sistema cementante*. Ya que dicha interacción repercute directamente en el sellado marginal, la estabilidad de color, la solubilidad del agente cementante, el tiempo de vida y el éxito de la restauración.

3.2. JUSTIFICACIÓN.

En la actualidad se ha reportado que las técnicas de adhesión se han simplificado para lograr un menor número de pasos y menor tiempo operatorio para el clínico, de esta manera se ha obtenido una gran confiabilidad en la resistencia que se obtiene al momento de la cementación de una restauración cerámica con el sustrato dental; independientemente de la técnica de adhesión utilizada.

Una de las opciones que cuenta el odontólogo para rehabilitar son los sistemas cerámicos, son restauraciones indirectas novedosas que generan grandes beneficios en cuanto a funcionalidad y estética, además de tener como objetivo la máxima preservación de la estructura dental.

El presente trabajo tiene la intención de estudiar la fuerza de adhesión entre el tejido dental y dos sistemas adhesivos de diferentes marcas a base de 10-MDP pero con diferente precio en el mercado. Además, actualmente es insuficiente la evidencia científica acerca de la adhesión hacia materiales cerámicos por parte de los dos sistemas adhesivos a estudiar, es por eso que nace el interés de realizar un estudio in vitro que ayude a comprender mejor la interacción adhesiva.

3.3. HIPÓTESIS.

Trabajo: Los dos sistemas adhesivos que contienen 10-MDP propiciarán una adhesión a tejido dental y a material de restauración similar entre ambos.

Nula: Los dos sistemas adhesivos que contienen 10-MDP propiciarán una adhesión a tejido dental y a material de restauración diferente entre ambos.

3.4. OBJETIVO GENERAL.

Evaluar la fuerza de adhesión de dos sistemas adhesivos con contenido de la molécula 10-MDP.

3.4.1. Objetivos Específicos.

- Medir la resistencia al desprendimiento de los bloques de disilicato de litio adheridas al tejido dental dental.
- Medir el área de residuos de cemento-restauración en cada muestra.
- Interpretar la cantidad de residuos de cemento/restauración de acuerdo con los criterios del Índice ARI en cada muestra.

3.5. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.

3.5.1. Tipo de Estudio.

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

Observacional: Debido a que se examinará el comportamiento de dos adhesivos y un cemento para la realización de restauraciones de disilicato de litio, donde se llevarán a cabo mediciones de adhesión interpretadas en 3 escalas de medición (MPa, índice ARI y área de residuos)

Comparativo: Se evaluará y comparará en las tres escalas de medición los dos sistemas adhesivos.

Prospectivo: A partir de las mediciones y análisis correspondientes se observará cuál de los dos grupos tuvo mejor adhesión.

3.5.2. Criterios de Selección.

3.5.2.1. Criterios de Inclusión.

- 30 molares humanos extraídos quirúrgicamente (superiores e inferiores).
- Dientes sanos con superficie dental intacta,

3.5.2.2. Criterios de Exclusión

Molares con caries dental avanzada, con alteraciones anatómicas o intervención de fresa dental

3.5.2.3. Criterios de Eliminación.

Molares que se dañaron durante las pruebas.

3.5.3. Tamaño de la Muestra.

Tamaño de la muestra 30 molares humanos extraídos quirúrgicamente.

3.5.4. Variables.

3.5.4.1. Variables Independientes.

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN
Material de Restauración.	Cerámica vítrea que se utiliza en odontología para restauraciones, la cual tiene propiedades ópticas mimetizables con las del diente.	Disilicato de Litio. e.max CAD HT	Bloque.
Tejido Dental.	Esmalte: tejido más duro del organismo, de aspecto vítreo, brillante y translucido.	Dientes posteriores sanos de recién extracción	Esmalte.
	Dentina: tejido mineralizado de mayo volumen en el diente, compuesto en su mayoría de matriz inorgánica (Chevalier, 2006.)		Dentina.
Adhesivo.	Sustancia que tiene la capacidad de unir dos superficies.	Ambar, clearfil. Z-primer	ml.
Cemento.	Sustancia que se utiliza para unir dos superficies, compuesto por un polvo y un líquido.	Cemento autopolimerizable Multilink LC.	g.

Tabla 10. Tabla descriptiva de variables independientes.

3.5.4.2. Variables Dependientes.

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN
Adhesión.	Está definida como la atracción que se produce entre las moléculas de dos superficies de diferente naturaleza en su interface.	Resistencia mecánica al desprendimiento.	MPa
		Medición del área de cemento residual sobre la superficie.	mm ²
		Evaluación del cemento residual sobre la superficie de acuerdo al índice ARI.	0,1,2,3.

Tabla 11. Tabla descriptiva de variables dependientes.

CAPÍTULO IV

4. MÉTODOS

4.1. Preparación de Sutratos de Dentina.

4.1.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- 30 dientes posteriores recién extraídos.
- Curetas.
- Pinzas de curación.
- Loseta de vidrio.
- Frasco.
- Vaselina.
- Tubo de PVC 60mm de diámetro.
- Acrílico líquido autopolimerizable.
- Espátula tipo Tarno.
- Pieza de alta velocidad.
- Fresas de diamante grano fino, forma troncocónica y de bola.
- Guantes.
- Cubrebocas.
- Lentes de protección.
- Bata.
- Simulador dental.
- Eyector.
- Lijas de agua 80, 150 y 600.

4.1.2. Método.

Se seleccionaron 30 dientes posteriores extraídos sanos o con caries grado I sin fracturas. Se realizó la eliminación de cálculo con curetas tipo Gracey y se mantuvieron almacenados en agua en temperatura ambiente.



Imagen 14. Diente seleccionado como muestra. (Fuente propia)

Los 30 dientes posteriores seleccionados, se tallaron con pieza de alta velocidad hasta dejar expuesta la dentina. Se obtuvo una exposición dentinaria completa en oclusal, mediante la eliminación selectiva del esmalte oclusal con una fresa troncocónica de diamante grano fino con punta redondeada.

Se realizó pulido manual con una secuencia de lijas de SiC de A80, 150 y 600 durante 3 minutos bajo agua corriente hasta alcanzar una superficie completamente plana y lisa.

Una vez limpios, los dientes, en un frasco de vidrio limpio se mezcló polímero-monomero en porción volumétrica 3:1 de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

La mezcla se vertió dentro de anillos de PVC, y se colocaron los dientes dentro del acrílico vigilando que la unión cemento-esmalte quedara libre al menos 3mm sobre el acrílico y se dejó polimerizar.

Las muestras fueron almacenadas en agua corriente y se mantuvieron bajo refrigeración (4.4 °C).



Imagen 15. Vista lateral de una muestra sumergida en un anillo de PVC mediante PMMA autopolimerizable. (Fuente propia)



Imagen 16. Vista oclusal de una muestra sumergida en un anillo de PVC mediante PMMA autopolimerizable. (Fuente propia)

4.2. Preparación de Sustratos de Disilicato de Litio.

4.2.1. Materiales, Instrumental y Equipos.

- Bloque de cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD for CEREC and inLab (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein).
- Disco de diamante grano grueso (Horico, Germany).
- Micromotor y pieza de laboratorio. (Marathon, USA).
- Lija de agua grano grueso, mediano y fino (Strupper, USA).
- Disco de fibra de vidrio reforzado (Renfert Dynex, Germany).

4.2.2. Método.

Se seleccionaron los bloques de cerámica de disilicato de litio; se realizó el corte con micromotor y discos de diamante y de fibra de vidrio reforzados. Las dimensiones de las muestras fueron: altura 5 mm; base de 4 mm y espesor de 2 mm.

Todas las muestras fueron pulidas hasta obtener una superficie lo más plana posible con lijas de SiC.

Previo a la cristalización de las muestras de disilicato de litio; se secaron completamente para evitar daños durante el proceso. Además se aseguró que estuvieran libres de polvo y residuos del lijado y fresado. Por lo tanto, el secado se obtuvo a temperatura ambiente durante 24 horas.

Una vez que las muestras fueron secadas, se sometieron a un ciclo de cristalización. Para la cristalización de estructuras de disilicato de litio se recomienda el horno de alta temperatura Programat S1, ya que los programas de mismo están óptimamente ajustados a IPS e.max CAD y la contracción del material durante el proceso, permitiendo así la obtención de resultados óptimos.

4.3. Acondicionamiento del Sustrato para la Cementación Adhesiva.

4.3.1. Materiales, Instrumental y Equipos.

- Ácido ortofosfórico al 35%
- Ácido fluorhídrico al 10%
- Silano
- Adhesivo Clearfil Bond (Kuraray)
- Adhesivo Ambar (FGM)
- Cemento resinoso Varolink LC (Ivoclar)
- Microbrush
- Bicarbonato sódico
- Alcohol

4.3.2. Método.

Para el acondicionamiento del esmalte se acondicionó utilizando un adhesivo de grabado total, y se realizó técnica de grabado selectivo. Posterior a la preparación de los dientes, dejando expuestos los primas del esmalte, se aplicó ácido ortofosfórico al 37% (Ultra-Etch, Ultradent®), durante 15 segundos; esto con el objetivo de eliminar el detritus formado por el fresado dental, aumentar la energía superficial y la porosidad. Después del tiempo estipulado, se lavó con agua y aire por el doble de tiempo. Por otra parte, para el protocolo de acondicionamiento de la dentina se aplicó ácido ortofosfóricos durante 10 segundos y un tiempo de lavado de 20 segundos.



Imagen 17. Ácido orto fosfórico 37%.
(Fuente propia)

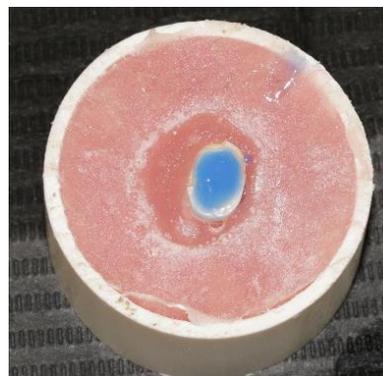


Imagen 18. Aplicación de ácido ortofosfórico en el sustrato. (Fuente propia)

La fase de adhesión se realizó con dos adhesivos universales de 5ta generación de diferente marca: Clearfil Universal Bond, Kuraray y Ambar, FGM. Se aplicó la primera capa de adhesivo frotando con un microbrush durante 10 segundos en el sustrato dental y se aplicó aire. Se fotopolimerizo durante 30 segundos.



Imagen 19. Clearfil Universal Bond (kuraray).



Imagen 20. Ambar (FGM).



Imagen 21. Aplicación del adhesivo y frotado.



Imagen 22. Fotocurado del adhesivo.

Posteriormente, se realizó el grabado ácido mediante la aplicación de ácido fluorhídrico al 9% (Porcelain Etch, ultradent®), sobre la superficie de contacto del cilindro de disilicato de litio durante 25 segundos según las instrucciones del fabricante en cuanto a cerámicas vítreas, posteriormente se lavó con agua corriente y se neutralizó con bicarbonato sódico durante un minuto y medio, se lavó y secó. Después se colocó ácido ortofosfórico al 35% durante 30 segundos (Ultra-Etch, Ultradent®), esto para limpiar la superficie de contacto, por último se lavó con agua corriente para eliminar los restos de la reacción y se secó.



Imagen 23. Ácido fluorhídrico al 9%.
(Fuente propia)

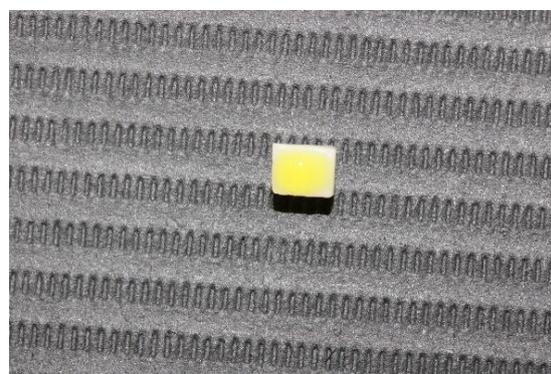


Imagen 24. Aplicación del ácido fluorhídrico.
(Fuente propia)



Imagen 25. Neutralización del ácido fluorhídrico con bicarbonato de sodio. (Fuente propia)



Imagen 26. Lavado del bicarbonato. (Fuente propia)

En cuanto a la silanización; se trata de una molécula de metacriloxi propil trimetoxi silano que se unirá químicamente al silicio, el cual se encuentra presente en las cerámicas vítreas, así también como en el adhesivo. Proporcionará una mejor humectabilidad de la superficie aumentando el ángulo de contacto. Se aplicó dos capas de silano (Silano, Angelus®) con microbrush fino sobre la superficie de contacto de la cerámica durante un minuto y se secó con aire para volatilizar.



Imagen 27. Silano (angelus). (Fuente propia)



Imagen 28. Aplicación del silano sobre la cara de unión del material. (Fuente propia)

Después de realizar el acondicionamiento tanto del sustrato como de la restauración, se procede a la cementación, la cual se realizó con un cemento fotopolimerizable (Variolink LC Ivoclar Vivadent), se colocó una pequeña porción en la restauración y se llevó el sustrato, se retiraron todos los excesos y se fotopolimerizo cada cara durante 10 segundos.



Imagen 29. Cementación del material al sustrato. (Fuente propia)



Imagen 30. Foto activación del cemento. (Fuente propia)

4.4. Determinación de la Resistencia al Desprendimiento a través de Ensayo Mécanico.

4.4.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- Máquina universal de pruebas (Instron)
- Muestras
- Cámara profesional Canon
- Lente 60mm UFS
- Software de medición (imageJ)
- Software de máquina universal Instron

4.4.2. Método.

A cada muestra se le tomó una foto oclusal y con uso del software de medición (ImageJ) se calculó el área total de la cara oclusal. Los datos obtenidos se introducirán al software de la máquina universal de pruebas Instron.

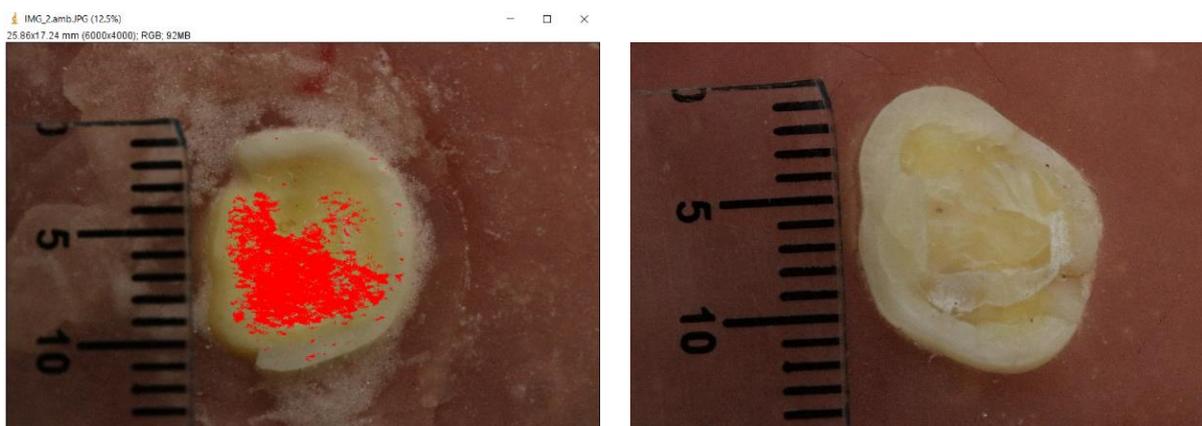


Imagen 31. Medición del área de la cara contactante con el sustrato de dentina. (Fuente propia)

Posteriormente se colocó la muestra montada en un anillo de PVC en la mordaza de la máquina universal de pruebas Instron que se encuentra en el Laboratorio de Biomateriales Dentales en la DEPEl de la Facultad de Odontología de la UNAM, se sujetara firmemente para evitar cualquier movimiento y el vástago se colocara a nivel de la cara vestibular y se hizo un descenso paulatino de la velocidad de cruceta de 1mm/min. Esto hasta lograr el desprendimiento de la muestra de disilicato de litio.



Image 32. Máquina universal de pruebas Instron. (Fuente propia)

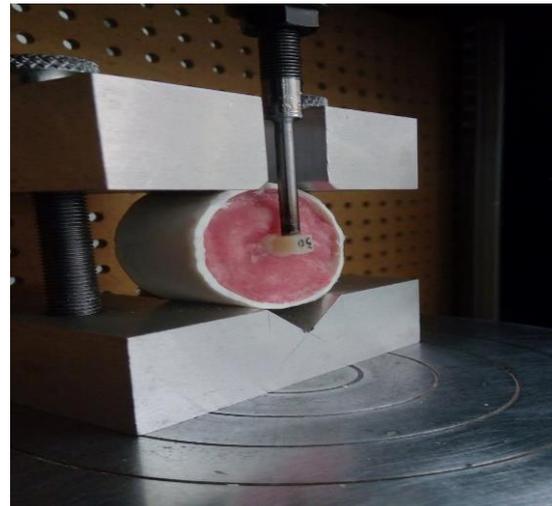


Imagen 33. Diente colocado sobre la base y vástago colocado sobre el bloque del material. (Fuente propia)



Imagen 34. Fotografía de desprendimiento del material. (Fuente propia)

La magnitud de la carga aplicada en mega Pascales (MPa) se capturó mediante el software serie IX de la máquina Instron. Una vez cargadas las muestras, el software de la máquina emite un resultado en Mpa y de igual manera un diagrama de esfuerzo-deformación de cada muestra.

ÁREA DE LA SUPERFICIE DE CONTACTO CON EL SUSTRATO GRUPO 1. (CLEARFILL).	
Número de Muestra.	Área (mm²).
1	18.24
2	15.96
3	17.60
4	20.50
5	20.90
6	23.90
7	24.51
8	29.00
9	22.00
10	23.60
11	27.54
12	17.20
13	22.88
14	26.40
15	23.22

ÁREA DE LA SUPERFICIE DE CONTACTO CON EL SUSTRATO GRUPO 2. (AMBAR).	
Número de Muestra.	Área (mm²).
16	22.50
17	19.35
18	19.35
19	20.50
20	20.91
21	19.78
22	20.70
23	27.44
24	20.60
25	22.00
26	20.70
27	21.84
28	21.60
29	24.30
30	17.50

Tablas 12 y 13. Área de la superficie de contacto con el sustrato.

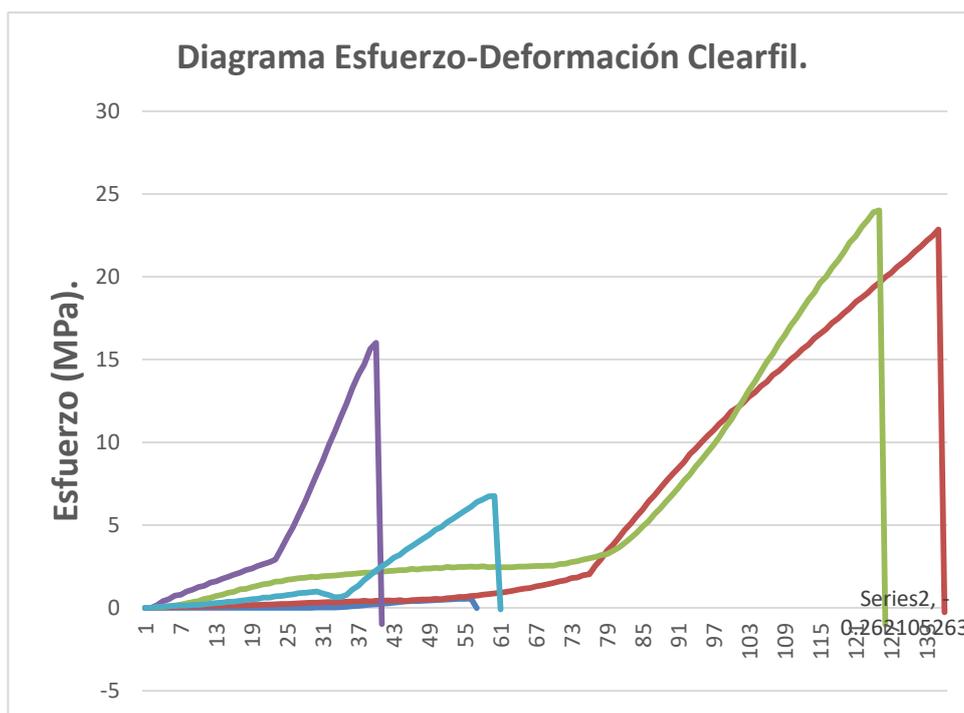


Imagen 35. Ejemplo de diagrama esfuerzo-deformación de cuatro muestras del grupo 1. Clearfil.

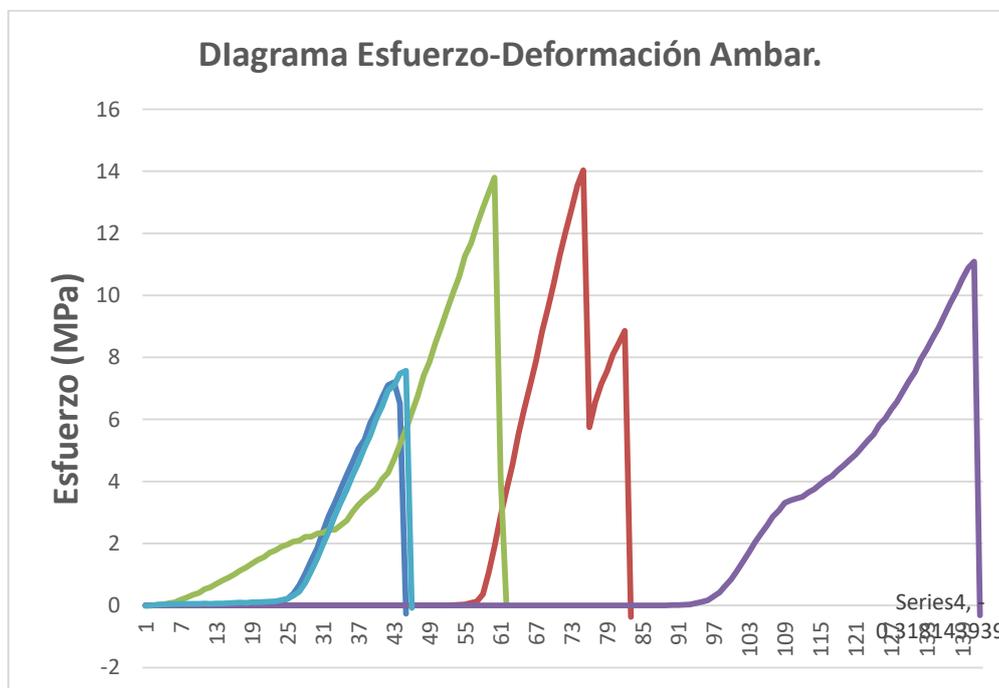


Imagen 36. Ejemplo de diagrama esfuerzo-deformación de cuatro muestras del grupo 2. Ambar.

4.5. Determinación del Área de Remanente de Cemento.

4.5.1. Materiales, Instrumental y Equipo.

- Cámara profesional Canon.
- Lente 60mm UFS.
- Computadora.
- Software de medición (imageJ).

4.5.2. Método.

Se calculó el área de residuos de cemento mediante el programa de medición de micrografías de imageJ. Se obtuvo un promedio de estos valores y se graficaron.

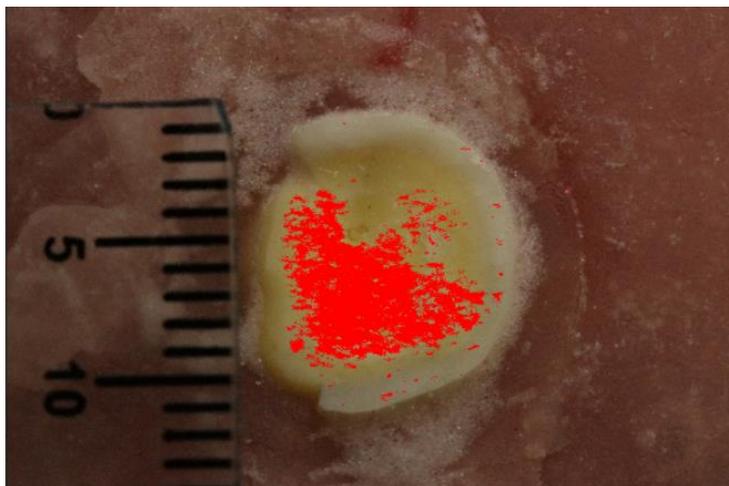


Imagen 37. Área de la cara medida con el software Image J. (Fuente propia)

4.6. Índice ARI.

4.6.1. Método.

Se tomaron fotografías a 26 X para evaluar el cemento remanente con base en una escala subjetiva que determina el índice de adhesivo remanente (índice ARI) aunque en esta investigación se consideró el remanente de cemento. La escala ARI tiene un intervalo de 0 a 3, en la tabla 14 se muestra la escala que establece el índice.

ESCALA.	DESCRIPCIÓN.
0	Ausencia total del adhesivo residual en el diente
1	Menos del 50% del adhesivo residual en el diente
2	Más del 50% del adhesivo residual en el diente
3	100% del adhesivo residual en el diente

Tabla 14. Índice ARI (Artun y Zachrisson).

CAPÍTULO V

5. RESULTADOS

5.1. Resistencia al Desprendimiento.

Los datos sobre la resistencia al desprendimiento se muestran en la siguiente tabla:

Grupo 1 Clearfil		Grupo 2. Ambar	
Muestra	MPa	Muestra	MPa
1	17.53	16	7.20
2	7.57	17	14.10
3	5.61	18	13.80
4	28.96	19	11.10
5	22.85	20	7.60
6	11.85	21	12.20
7	24.00	22	26.20
8	12.96	23	13.00
9	16.80	24	22.61
10	19.90	25	16.85
11	27.70	26	12.40
12	25.40	27	18.53
13	31.80	28	22.30
14	16.80	29	25.21
15	15.30	30	23.60
Promedio	20.12	Promedio	16.44
Valor máximo	31.80	Valor máximo	26.20
Valor mínimo	5.61	Valor mínimo	7.20

Tabla 15. Resultado de la resistencia al desprendimiento.

5.1.1. Análisis Estadístico Resistencia al Desprendimiento.

Se realizó en programa estadístico (Prism 7) una prueba de T-student con un nivel de significancia del $\alpha=0.05$ a los valores obtenidos de la prueba de resistencia al desprendimiento de los dos grupos (tabla 15). En el grupo clearfil la máxima resistencia al desprendimiento fue de 31.8 MPa, mientras que el valor mínimo de resistencia fue de 5.61 MPa, con una media de 20 ± 7.77 MPa. En el grupo ambar la máxima resistencia al desprendimiento fue de 26.2 MPa, mientras que el valor mínimo de resistencia fue de 7.20 MPa, con una media de 16.5 ± 6.23 MPa.

Con base a la prueba estadística, para determinar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos de estudio, se estableció el valor de $P<0.05$; de esta manera, al comparar los dos grupos, encontramos un valor de $p=0.3398$, por tal motivo se comprueba que no hubo una diferencia estadísticamente significativa en las medias de resistencia al desprendimiento de los grupos mencionados.

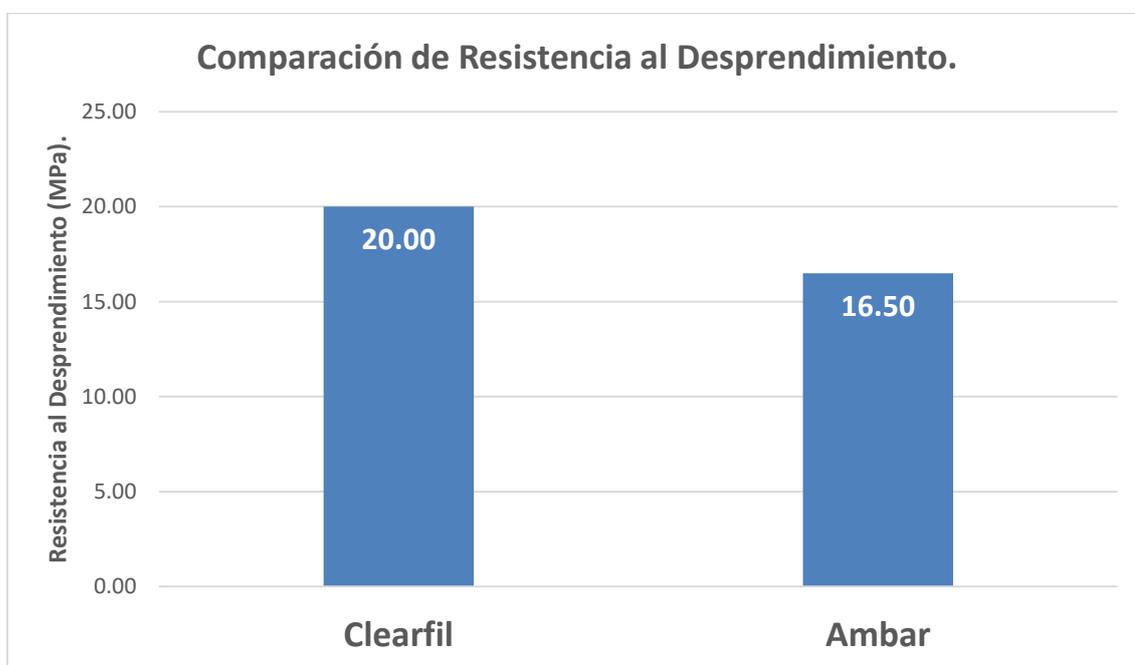


Imagen 38. Promedio obtenido del área de residuos.

5.2. Determinación del Área de Remanente de Cemento.

Se obtuvo la medición del área de residuos de cemento, y se obtiene un promedio, en la tabla puede observarse los datos y en la gráfica la comparación de las medias de ambos grupo. Los resultados obtenidos fueron graficados.

GRUPO 1. CLEARFIL.	GRUPO 2. AMBAR.
7.70	4.13
6.23	3.68
7.39	10.49
8.55	0.00
9.89	9.84
2.52	6.12
6.49	4.36
7.17	4.86
6.82	4.66
7.87	1.61
6.66	4.98
2.34	4.84
Falla mecánica.	Falla mecánica.
0.00	5.37
0.00	Falla mecánica.
MEDIA= 5.69	MEDIA= 4.99

Tabla 16. Área de remanente de cemento utilizando el programa ImageJ.

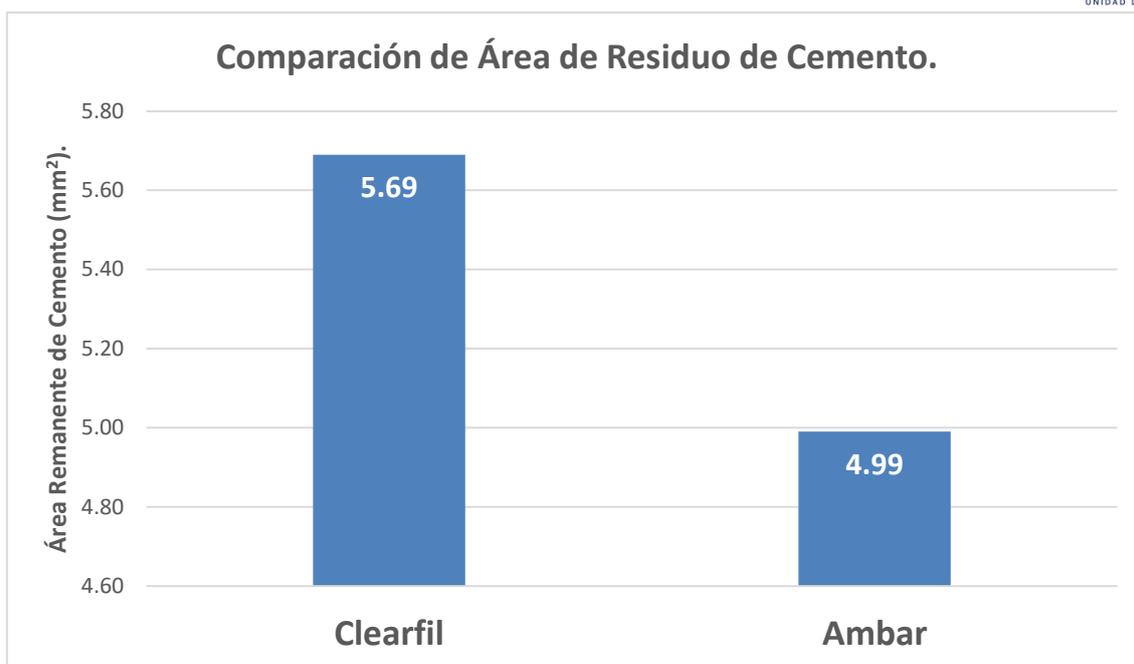


Imagen 37. Promedio obtenido del área de residuos.

5.2.1. Análisis Estadístico del Área Remanente de Cemento.

Se aplicó una prueba de T-student con un nivel de significancia del $\alpha=0.05$ a los valores obtenidos de la prueba de área de remanente de residuo de los dos grupos (tabla 16). En el grupo ambar la media fue de $4.99 \pm 2.81 \text{ mm}^2$ y en el grupo clearfil la media fue de $5.69 \pm 3.15 \text{ mm}^2$.

Con base a la prueba estadística, para determinar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos de estudio, se estableció que el valor de $P<0.05$; de esta manera, al comparar los dos grupos, encontramos un valor de $p=0.2385$, por tal motivo se comprueba que no hubo una diferencia estadísticamente significativa en las medias de área de remanente de residuo de los grupos mencionados.

5.3. índice ARI

En la tabla 17 se muestran los valores obtenidos del índice ARI de cada una de las muestras para el grupo Clearfil.

GRUPO CLEARFIL	% CEMENTO-SUSTRATO	ESCALA ARI
1	42.21	2
2	39.03	2
3	42.00	2
4	41.65	2
5	47.32	2
6	10.54	1
7	26.47	2
8	36.60	2
9	28.00	2
10	33.34	2
11	32.17	2
12	10.66	1
13	Falla mecánica	Falla mecánica
14	0.00	0
15	0.00	0

Tabla 17. Porcentaje de cemento residual en grupo Clearfil

En este grupo 10 muestras presentaron >50% de cemento residual sobre la superficie del sustrato, 4 muestras presentaron <50% de cemento residual sobre la superficie del sustrato y 1 muestra presento falla mecánica debido al desprendimiento del sustrato junto con el material restaurador.

En la tabla 18 se muestran los valores obtenidos del índice ARI de cada una de las muestras del grupo Ambar.

GRUPO AMBAR	% CEMENTO-SUSTRATO	ESCALA ARI
1	15.00	1
2	21.42	1
3	46.00	2
4	0.00	0
5	42.33	2
6	27.15	2
7	22.53	1
8	11.60	1
9	22.73	1
10	7.70	1
11	25.17	1
12	12.30	1

13	Falla mecánica	Falla mecánica
14	25.19	1
15	Falla mecánica	Falla mecánica

Tabla 18. Porcentaje de cemento residual en grupo Ambar.

En este grupo 10 muestras presentaron <50% de cemento residual sobre la superficie del sustrato, 3 muestras presentaron >50% de cemento residual sobre la superficie del sustrato y 2 muestras presentaron fallas mecánicas debido al desprendimiento del sustrato junto con el material restaurador.

5.3.1. Análisis Estadístico Índice ARI.

Se aplicó una prueba de T-student con un nivel de significancia del $\alpha=0.05$ a los valores obtenidos de los porcentajes de remanente de residuo de los dos grupos (tablas 17 y 18). En el grupo ambar la media fue de $21.47 \pm 12.82 \text{ mm}^2$ y en el grupo clearfil la media fue de $27.86 \pm 16.11 \text{ mm}^2$.

Con base a la prueba estadística, para determinar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las medias de porcentaje de remanente de ambos grupos de estudio, se estableció que el valor de $P<0.05$; de esta manera, al comparar los dos grupos, encontramos un valor de $p=0.2385$, por tal motivo se comprueba que no hubo una diferencia estadísticamente significativa en las medias de porcentaje de remanente de residuo de los grupos mencionados. Ambos grupos demostraron presentar un porcentaje de remanente de cemento por debajo del 50% sobre la superficie del diente (Imagen 38).

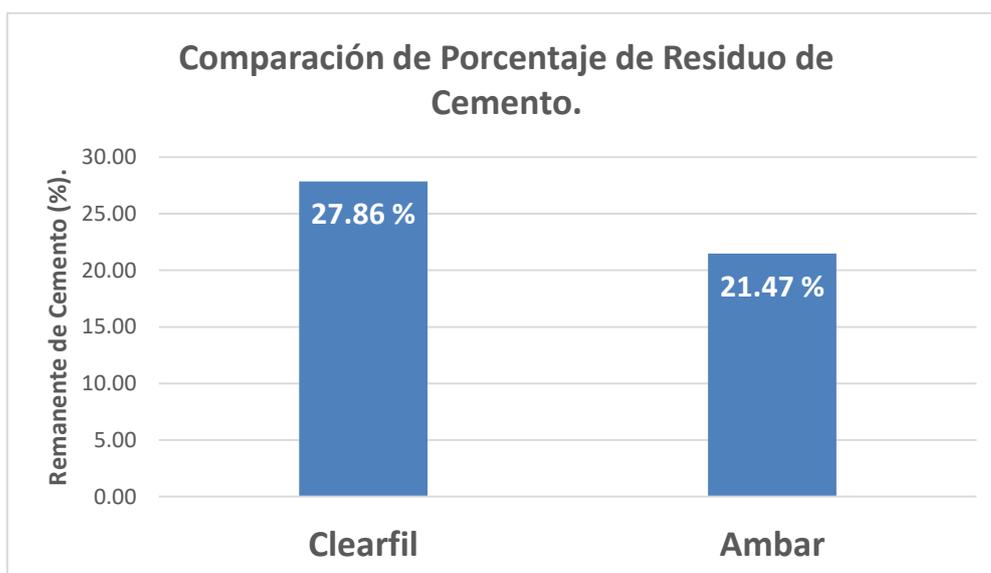


Imagen 38. Promedio obtenido del porcentaje de residuos.

CAPÍTULO VI

6. DISCUSIÓN

En este estudio *in vitro* se ha evaluado la fuerza de adhesión mediante la prueba de resistencia al cizallamiento en dentina con dos adhesivos universales con 10-MDP. Aunque sabemos las limitaciones de los estudios *in vitro*; de otra manera no hubiéramos podido obtener datos cuantitativos de resistencia al cizallamiento a la exposición del tejido dentinario con el adhesivo universal y el disilicato de litio.

Algunos autores (Yoshida, Yoshihara, Hayakawa, 2012); han demostrado que existe una mejor formación de nanocapas en dentina influenciadas por: la concentración de 10-MDP, la agitación del adhesivo durante la aplicación, la pureza del 10-MDP y los monómeros funcionales utilizados en el adhesivo; lo cual repercute en una adecuada adhesión. Esto lo podemos comparar con los resultados que obtuvimos, y podemos atribuir que se debió a que en nuestra estandarización de método de aplicación del adhesivo, determinamos como obligatoria a la agitación del adhesivo.

El desarrollo en la composición química de los sistemas adhesivos universales aumenta la capacidad de unión de estos a los diferentes sustratos. La mezcla de monómeros hidrofóbicos (Bis GMA, UDMA) e hidrofílicos (HEMA, BPDM, 4 META) junto a partículas de carga, solventes (alcohol, etanol, cetonas, agua, entre otros); han hecho que estos nuevos adhesivos estén conformados por una estructura más compleja. Sin embargo, podemos pensar que independientemente de la composición química de dichos monómeros importa el grado de pureza de estos, ya que aunque las moléculas de 10-MDP de los dos sistemas de diferente fabricante que analizamos en este trabajo, en teoría son iguales, obtuvimos mejores valores con la molécula cuyo sistema adhesivo en el mercado tiene un costo más elevado, aunque estadísticamente dicha diferencia no fue significativa.

Lo cual nos hace pensar que el control de calidad de las manufactureras es importante; además de que dichas empresas constantemente han experimentado a lo largo de los años con variaciones en cuanto a la composición de sus adhesivos, agregando otros grupos funcionales para que interactúen con el monómero 10-MDP, lo cual nos hace pensar que la interacción de todos los componentes del adhesivo juegan un papel importante en la adhesión.

Por otra parte en un estudio realizado por Jayasheel y cols., en el 2017 se verificó que el éxito de la resistencia adhesiva en sistemas adhesivos universales está relacionada a la unión química que se forma entre los monómeros funcionales del adhesivo universal y la hidroxiapatita (HAp) del sustrato dental. De igual manera, diversos autores indican que el elemento clave en la adhesión es el enlace entre el adhesivo y el sustrato. En el presente estudio se realizó la adhesión de un cilindro de disilicato de litio sobre la superficie dentinaria expuesta, a través de la aplicación de dos tipos de adhesivos con 10-MDP. Y como era de esperarse y de acuerdo con los autores; obtuvimos valores de adhesión similares y óptimos en ambos grupos aunque estadísticamente no presentaron diferencias significativas entre ambos. Con estos resultados se aceptó la hipótesis de trabajo y se rechazó la hipótesis nula. Aunque nos queda la duda sobre el estudio de la interacción de ambos adhesivos con el sustrato de material de restauración; interacción que actualmente está poco analizada y que por las limitaciones de este estudio no se evaluó.

La fuerza de unión de un adhesivo, en especial a la dentina, se debe a su composición en mayor medida; lo cual brinda a los adhesivos mayor resistencia al desprendimiento y menor microfiltración, como es en el caso de los adhesivos universales que gracias a la incorporación de monómeros funcionales permiten una unión química a dentina formando nanocapas con las sales de Ca presentes en la hidroxiapatita, y protegen la interfase dentina-cemento de la degradación hidrolítica y previenen el colapso de la capa de colágena. Con base en lo anterior y analizando los datos que obtuvimos de remanente de cemento y adhesivo según el área e índice ARI, podemos inferir que ambas opciones de adhesivo que estudiamos cumplen con lo que los autores antes citados mencionan.

En un estudio realizado (Zhou, et al. 2015), evaluó la resistencia adhesiva en dentina previamente tratada mediante una prueba de microtracción de tres adhesivos con distintos monómeros funcionales, obteniendo como resultados que el adhesivo que contenía 10-MDP presentó mejor afinidad con la dentina desmineralizada, y obtuvo valores adhesivos superiores con los diferentes sistemas adhesivos. Sin embargo, debemos pensar siempre en aplicar un grabado selectivo para evitar una hipersensibilidad postoperatoria.

En una investigación realizada (Poggio y cols. 2017), se comparó la resistencia adhesiva en dentina en cinco adhesivos donde los valores máximos y mínimos obtenidos en la prueba de la resistencia adhesiva fue similar para los cinco adhesivos; los resultados fueron Futurabond M+ (VOCO) 11.42 ± 3.66 MPa, para Scotchbond Universal (3M ESPE) 11.68 ± 2.41 MPa, para G-Premio bond (FGM) 10.61 ± 1.86 MPa y para Peak Universal 11.74 ± 2.26 MPa. De igual manera, los autores (Sharafeddin y cols. 2015), compararon los adhesivos Clearfil SE bond (Kuraray) con una resistencia de 11.21 ± 2.16 MPa y para Adper Single Bond (3M ESPE) con una resistencia de 10.24 ± 1.69 MPa. (Altamirano y cols. 2019) compararon para el sistema adhesivo Ambar (FGM) una resistencia al desprendimiento de 27.59 ± 6.84 MPa.

Los resultados de los estudios mencionados anteriormente, comparados con nuestros resultados, muestran similitudes y diferencias, para Clearfil SE bond (Kuraray) se obtuvo un valor de 20 ± 7.77 MPa y para Ambar (FGM) un valor de 16.5 ± 6.23 MPa. De esta manera, consideramos que la media en MPa del adhesivo Clearfil SE Bond obtenida en este estudio, pudo ser más alta por diversos factores como: la química del ácido ortofosfórico utilizado, el tipo y tiempo de grabado ácido, la química del sustrato de dentina empleado y el tipo de cemento aplicado; todo esto en comparación con los autores antes mencionados. Además, de la probabilidad de que actualmente, en el momento de la realización de este estudio, dicho sistema adhesivo haya tenido una modificación en su composición química, lo cual probablemente propició una mejor adhesión.

En cuanto el sistema adhesivo Ambar (FGM) obtuvimos valores muy por debajo en comparación con los autores citados, sin embargo, atribuimos que probablemente se deba a las mismas variables antes mencionadas (química del ácido ortofosfórico, el tipo y tiempo de grabado ácido, química del sustrato de dentina empleado y el tipo de cemento aplicado).

Aunque los resultados obtenidos en este estudio sean diferentes con otros autores, no pretendemos establecer solamente una comparación entre cual sistema adhesivo es más eficaz a inmediato, corto y largo plazo, si no que también intentamos comprender la interacción de distintos factores en la adhesión a los tejidos dentales.

Por otra parte, otra de las principales dificultades de los estudios in vitro sobre adhesión dental es la reproducibilidad del envejecimiento de las restauraciones para después ser sometidas a una prueba de laboratorio. Tal y como demostró Bravo y col. 2017, en donde que el adhesivo de grabado y lavado presentó mejores resultados inmediatos en comparación a los otros tipos de adhesivos, sin embargo después de 3 y 6 meses de envejecimiento, fue el adhesivo universal el que presentó mejores valores de adhesión. Situación que concuerda con Ayad, et al. 2018, quien estudió tres adhesivos universales con 10-MDP en muestras sometidas a termociclado y, bajo el protocolo de grabado total y grabado selectivo, obteniendo como resultado que el grabado total presenta mejores valores adhesivos inmediatos, y después de ser sometidos a termociclado presentó valores adhesivos similares entre ambos grupos. Sin embargo, Cruz et al. 2017, realizaron un estudio de resistencia al cizallamiento utilizando dos adhesivos, uno con grabado ácido y otro con técnica autograbante, obteniendo que el adhesivo sin protocolo ácido obtuvo mejores resultados adhesivos inmediatos.

En el presente estudio se realizó grabado total del sustrato para eliminar toda la capa de barillo dentinario, aunque es más complicada esta técnica ya que no se tiene un buen control sobre la humedad dando como resultado un desecamiento de la dentina y deterioro en las fuerzas adhesivas, además de que consta de más pasos clínicos y sobre todo, clínicamente repercute en la sensibilidad postoperatoria.

Finalmente, podemos concluir que la inclusión de monómeros funcionales como el 10-MDP en los sistemas adhesivos universales mejoran su comportamiento biomecánico a largo plazo, obteniendo una restauración con baja incidencia de hipersensibilidad postoperatoria, en corto tiempo de aplicación, y además estable y duradera en el tiempo, el cual es el objetivo de toda restauración. Sin embargo, de igual manera podemos ratificar que el proceso de adhesión auxiliado con estos monómeros biofuncionales no asegura una adhesión óptima por el solo hecho de tenerla presente. Por el contrario, siempre debemos seguir un protocolo estandarizado de adhesión para asegurar el éxito de la restauración, además de considerar que cada situación es diferente y requiere de un profundo análisis para obtener resultados adecuados.

CAPÍTULO VII

7. CONCLUSIÓN

- Con los resultados citados en este estudio se puede sugerir que los sistemas adhesivos universales son los que tienen mejores resultados de adhesión en restauraciones cerámicas.
- Es indispensable realizar más estudios que analicen la interacción de los sistemas adhesivos universales con diferentes materiales de restauración y sustratos dentales.
- Es necesario realizar estudios in vivo para evaluar las fuerzas de adhesión de los sistemas adhesivos universales y las interacciones que tienen con los sustratos dentales.

8. REFERENCIAS

1. Macchi RL. (2000). Materiales dentales. Buenos Aires: panamericana. 15, 356-365.
2. Craig RG. (2008). Materiales en odontología restauradora (Decima Edi). Madrid, España. Harcourt Brace España
3. Oden A., Andersson M., Krystek-Ondracek I. (2008) Five-year evaluation of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80:450-467.
4. McLean JW, Jeanson EE, Chiche G, Pinault A. (2001). Coronas totalmente cerámicas y coronas laminadas. Barcelona, España: Masson editorial, Pp .97-113.
5. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 396-401. Retrieved 7 de mayo de 2019, from http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003.
6. Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *J Am Ceram Soc.* 86,115-120.
7. Rekow D. (2001). Dental CAD-CAM systems: what is the state of the art?. *Journal American Dentistry Association*, 122, 42-48. Retrieved may 7, 2019, from http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_nlinks&ref=4204816&pid=S1138-123X200300050000500017&lng=es
8. McLean JW. (2007). High strength ceramics. *Journal of Osaka University Dental Society*, 40 (1), 191-210. Retrieved may 7, 2019, from http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_nlinks&ref=4204815&pid=S1138-123X200300050000500016&lng=es
9. Henostroza, G. H. (2010). Adhesion en odontología Restauradora (1st ed.). Ripano. Retrieved from <http://www.tecnimundolibro.ec/producto/adhesion-en-odontologia-restauradora/>

10. IPS e.max Press. (n.d.). Retrieved may 7, 2019 from <https://www.ivoclarvivadent.com/es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-press>
11. Ivoclar Vivadent. (n.d.). IPS e.max press laboratory Instructive. Retrieved March 11, 2019, from https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/8937037332510_IPS_e-max_Press_-_Lab_to_Dentist_pdf_4823.pdf?3
12. Barcelo Santana, F.H., & Palma Calero, J.M. (2003). Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados. Trillas. Retrieved from may 7, 2018 from https://books.google.com.mx/books/abput/Materiales_dentales.html?id=3HO5AAAACAAJ&redir_ecs=y
13. Barrancos Mooney, J, & Barrancos Patricio, J. (2011). Operatoria Dental: Integración clínica. (Editorial Panamericana, Ed) (4ª ed.). Retrieved from <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4487/eBook-Operatoria-Dental.html>.
14. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. (2003). Slow-crack-growth behavior of zirconia toughened alumina ceramic processed by different methods. *Journal American Dentistry Association*, 86 (1), Pp.115-120. Retrieved from may 7, 2018 from http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_nlinks&ref=4224094&pid=S1138-123X200700030000300004&lng=es
15. Martínez Rus F, (2005). Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Madrid 2005.
16. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 16(1), Pp.640-6.
17. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Editorial Quintessence* 18 (6): 105-13. Retrieved may 11, 2018 from http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_nlinks&ref=4224130&pid=S1138-123X200700030000300022&lng=es

18. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Restoration*; 79: 709–714. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10728971/>
19. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Okazaki M. (2011). Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *Journal of Dental Restoratio*, 80: 1565–1569. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11499514/>
20. Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y. (2017). Mecanismo de interacción química de 10-MDP con zirconia. *Scientific Reports*, 7, 45563. Retrieved may 7, 2019, from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5372092/>
21. Gomez, R. *et al.* (1997). Zirconia/silica sol– gel catalysts: effect of the surface heterogeneity on the selectivity of 2-propanol decomposition. *Langmuir*. 13, 970–973. Retrieved may 7, 2019, from <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/la9508046>
22. Chen, L., Suh, B. I., Brown, D. & Chen, X. (2012). Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent*. 25, 103–108. Retrieved may 7, 2019, from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22779284/>
23. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. (2003). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 16:329-334. Retrieved may 27, 2019, from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14677612/>
24. Tsuchiya K, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsubota K, Tsujimoto A, Berry TP, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. (2016). Effect of a functional monomer (MDP) on the enamel bond durability of single-step self-etch adhesives. *European Journal of Oral Sciences*
25. 2016;124:96-102. Retrieved from june 15, 2018, from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26620762/>
26. Reis A, Wambier L, Malaquias T, Wambier DS, Loguercio AD. (2013). Effects of
27. warm air drying on water sorption, solubility, and adhesive strength of
28. simplified etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent*. 15:41-46.

29. Fukeygawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van
30. Meerbeek B. (2006) Chemical interaction of phosphoric acid ester with
31. hydroxyapatite. *Journal of Dental Restoration*. 2006;85:941-4. Retrieved
june 22, 2018, from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16998137/>
32. Sidney, A., & Bruguera, A. (2011) Invisible: Restauraciones estéticas
cerámicas. Editorial Médica Panamericana. Retrieved from
<https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4329/Invisble.html>
33. Anusavie K. (2004). Ciencia de los materiales dentales. (11^a ed.) Barcelona,
España: Elsevier. Pp 394;486-489.
34. Rivas K y cois. Comparación in vitro de la resistencia adhesiva en dentina
utilizando tres sistemas adhesivos universales Tesis de pregrado para
optar al título de cirujano dentista] Lima: Universidad Peruana de Ciencias
Aplicadas;2017.
35. Paz p. Comparación in vitro de la resistencia adhesiva microtraccional en
dentina usando 4 sistemas adhesivos. [Tesis de pregrado para optar al
título de cirujano dentista] Chile: Universidad Andrés Bello; 2016.
36. Sofan E, Sofan A, Palaia E y cols. Classification Review of dental adhesive
systems from the IV generation to the universal type. *Revista Annali di
stomatologia*.2017;8(1):1-17.
37. Alex G. Universal Adhesives: The next evolution in adhesive dentistry? *Rev.
Compendium of continuing education in dentistry*.2015; 36(1): 15-25.
38. Zamora p. Bader M. Resistencia adhesiva de restauraciones de resina
compuesta realizadas con un adhesivo universal con y sin grabado acido.
Revista de Biomater. 2015; 2(1): 94-115.
39. Dietschi D, Spreafico. Restauraciones adhesivas no metálicas. 1a Edición.
España: Masson;1998.215.
40. Re Dino, Cüretti Antonioj, Magnani Francesco, Putignano A.
Restauraciones estéticas-adhesivas y directas parciales en sectores
posteriores. 1^a Edición. Italia: Amolca;2009.230.
41. Cova N. Biomateriales Dentales. 2a Edición. Venezuela: Amolca, 2010.
374.
42. Hernández M. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. *Revista
Avances en Odontoestomatologia*. 2004; 20-1:19-32.

-
43. Joubert H y cois. Odontología adhesiva y estética. Madrid, España: Ripano; 2010.
 44. Dourado A, Reis A. Sistemas adhesivos. Revista de operatoria dental y biomateriales. 2006; 1(2): 13-28.
 45. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive a review. Revista Portuguesa de estomatología, medicina