



ESCUELA DE POSGRADOS

RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN 3 DISTINTOS SISTEMAS ADHESIVOS  
EN RESTAURACIONES INDIRECTAS A BASE DE RESINA COMPUESTA  
CEMENTADAS CON UN CEMENTO DUAL CONVENCIONAL.” ESTUDIO IN  
VITRO.

Autor

STEPHANNY FERNANDA PAZ CAICEDO

2019



FACULTAD DE POSGRADOS

RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN 3 DISTINTOS SISTEMAS ADHESIVOS  
EN RESTAURACIONES INDIRECTAS A BASE DE RESINA COMPUESTA  
CEMENTADAS CON UN CEMENTO DUAL CONVENCIONAL.” ESTUDIO IN  
VITRO.

Trabajo de titulación presentado en conformidad a los requisitos establecidos  
para optar por el título de Especialización médica en Rehabilitación Oral.

Profesora Guía

Dra. Virginia Magdalena Vizcarra Chiriboga

Autor

Stephanny Fernanda Paz Caicedo

Año

2019

## **DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA**

"Declaro haber dirigido el trabajo, Resistencia a la tracción en 3 distintos sistemas adhesivos en restauraciones indirectas a base de resina compuesta cementadas con un cemento dual convencional. Estudio in vitro, a través de reuniones periódicas con el estudiante Stephanny Fernanda Paz Caicedo, en el semestre 202000, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".

---

Dra. Virginia Magdalena Vizcarra Chiriboga  
Rehabilitadora Oral  
CI: 1710896034

## **DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR**

"Declaro haber revisado este trabajo, Resistencia a la tracción en 3 distintos sistemas adhesivos en restauraciones indirectas a base de resina compuesta cementadas con un cemento dual convencional. Estudio in vitro., de Stephanny Fernanda Paz Caicedo, en el semestre 202000, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación"

---

Dra. Eliana Aldás Fierro  
Magister en Odontología Estética y Restauradora  
CI: 171310886-6

## **DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE**

Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.

---

Stephanny Fernanda Paz Caicedo

CI 1721623799

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco la culminación del presente trabajo investigativo principalmente a Dios, por ser inspirador y darme las fuerzas para obtener uno de los anhelos más preciados de mi corazón. A mi esposo, por su amor, esfuerzo, trabajo y sacrificio en estos años de estudio, quien sin su apoyo no lo hubiera logrado.

## **DEDICATORIA**

Dedico el presente trabajo a mi hijo Esteban, que durante estos dos años de estudio ha sabido ser un aliciente para poder salir adelante y llegar a la meta.

## RESUMEN

El presente estudio de tipo transversal tiene por objeto evaluar y comparar la resistencia a la tracción de tres diferentes sistemas adhesivos, en restauraciones indirectas cementadas con un agente cementante resinoso de tipo dual a través del test de resistencia adhesiva por micro tracción; para lo cual se utilizaron 45 premolares humanos, que fueron extraídos por razones ortodónticas; en los cuales se colocaron 45 cilindros de resina compuesta (Grandio VOCO).

Se procedió a dividir aleatoriamente en tres grupos de 15 piezas dentarias cada uno, aplicando los tres distintos sistemas de adhesión sucesivamente (Sistema adhesivo autograbante Bondfix, Sistema adhesivo Dual Futurabond DC, y Sistema Adhesivo convencional de 2 pasos). Una vez cementados se realizó el corte de las piezas de 1 mm<sup>2</sup> de superficie, obteniéndose un total de 852 muestras, las mismas que fueron sometidas al test de fuerza de Microtracción en la máquina de ensayo (OM100 ODEME), registrando los resultados en gramos fuerza transformándolos a Newtons y posteriormente en megapascales hasta provocar la fractura de la pieza. Finalmente, bajo la observación a través de Estereoscopio, se pudo analizar el tipo de fallo (adhesivo-cohesivo), en la fractura de la muestra.

Los resultados obtenidos se analizaron en el programa estadístico SPSS mediante test de ANOVA, para la determinación de significancia  $P, < 0,05$ ; se evidenció que existe diferencias estadísticamente significativas entre el sistema adhesivo autograbante; siendo superior en dentina frente a los demás sistemas adhesivos que fueron examinados.

**PALABRAS CLAVE:** Sistemas adhesivos, cemento resinoso, Microtracción



## **ABSTRACT**

The purpose of this cross-sectional study is to evaluate and compare the tensile strength of three different adhesive systems, in indirect restorations cemented with a dual-type resinous cementing agent through the micro tensile adhesive strength test; for which 45 human premolars were used, which were extracted for orthodontic reasons; in which 45 cylinders of composite resin (Grandio VOCO) were placed.

We proceeded to divide randomly into three groups of 15 teeth each, applying the three different adhesion systems successively (Bondfix self-etching adhesive system, Futurabond DC Dual Adhesive System, and conventional 2-step Adhesive System). Once the pieces of 1 mm<sup>2</sup> surface were cut, a total of 852 samples were obtained, which were subjected to the Microtraction force test in the test machine (OM100 ODEME), recording the results in grams force transforming them to Newtons and later into megapascals until causing the fracture of the piece. Finally, under observation through a Stereoscope, it was possible to observe the type of failure (adhesive-cohesive) in the fracture of the sample. The results obtained were analyzed in the SPSS statistical program by means of ANOVA test, for the determination of significance P, <0.05; it was evidenced that there are statistically significant differences between the self-etching adhesive system; being superior in dentin compared to the other adhesive systems that were analyzed.

**KEY WORDS:** Adhesive systems, resinous cement, Microtensile.

## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Planteamiento del problema.....	1
1.2. Justificación de la investigación.....	5
2. MARCO TEÓRICO.....	7
2.1. Micro filtración.....	7
2.1.1. Definición.....	7
2.1.2. Factores que influyen en la micro filtración.....	7
2.2. Tipos de falla.....	8
2.2.1. Falla adhesiva.....	8
2.2.1.1. Falla adhesiva entre esmalte y material adhesivo:.....	8
2.2.1.2. Falla adhesiva entre dentina y material adhesivo:.....	8
2.2.1.3. Falla adhesiva entre resina compuesta y material adhesivo:.....	9
2.2.2. Falla cohesiva:.....	9
2.2.2.1. Falla cohesiva en el tejido dentario (esmalte y dentina):.....	9
2.2.2.2. Falla cohesiva en la resina compuesta:.....	10
2.2.2.3. Falla Cohesiva en el material adhesivo:.....	10
2.3. Adhesión.....	10
2.3.1. Definición de adhesión.....	10
2.4. Sistemas adhesivos.....	11
2.4.1. Clasificación de los sistemas adhesivos.....	12
2.4.1.1. Sistema Adhesivo convencional, de grabado total:.....	13
2.4.1.2. Sistema adhesivo de curado Dual:.....	15
2.4.1.3. Sistema Adhesivo Autograbante, auto acondicionante:.....	16
2.4.2. Componentes básicos de los sistemas adhesivos.....	20
2.4.2.1. Los monómeros.....	21
2.4.2.1.1. Los monómeros funcionales:.....	21
2.4.2.1.2. Los monómeros de reticulación:.....	22
2.4.2.2. Primers o Imprimadores o agente promotor de adhesión.....	22
2.4.2.2.1. El monómero de hidroxietil metacrilato.....	23

2.4.2.3. Inhibición de metaloproteinasas de Matriz (MMP).....	27
2.4.3. SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES Y LA ADHESIÓN ..	28
2.4.4. SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABANTES Y LA ADHESIÓN....	30
2.4.5. Sistemas adhesivos universales y la adhesión.....	39
2.5. Tejido dentario y la adhesión .....	41
2.5.1. Esmalte.....	42
2.5.2. Dentina .....	42
2.5.3. Capa de smear layer o barrillo dentinario .....	42
2.6. Contacto entre sustrato dentario y adhesivo: .....	43
2.7. Parámetros que afectan la adhesión al tejido dentario .....	44
2.7.1. Cambios de la estructura dentinaria .....	44
2.7.2. Capa de desecho dentinario o Smear Layer .....	44
2.7.3. Humedad .....	44
2.7.4. Humectación del adhesivo.....	45
2.7.5. Contracción de Polimerización de resinas.....	45
2.7.6. Biocompatibilidad .....	45
3. OBJETIVOS .....	47
3.1. Objetivo General. ....	47
3.4. Objetivos Específicos:.....	47
4. HIPÓTESIS .....	48
5. MATERIALES Y MÉTODOS.....	49
5.1. Tipo de estudio: .....	49
5.2. Universo de la muestra.....	49
5.3. Criterios de inclusión y exclusión: .....	51
5.3.1. Criterios de Inclusión: .....	51
5.3.2. Criterios de exclusión: .....	51
5.4. Descripción del método .....	52
6. RESULTADOS .....	69
7. DISCUSIÓN.....	76

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	82
8.1. Conclusiones.....	82
8.2. Recomendaciones.....	82
REFERENCIAS .....	84
ANEXOS .....	97

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1. Planteamiento del problema

El éxito y la duración de las restauraciones indirectas se ven afectadas por la resistencia a la fractura y por la adhesión entre la restauración y el diente. En un estudio realizado por Conrad, Seong, & Pesun( 2010) se ha demostrado que se puede lograr una fuerte adhesión entre los materiales restaurativos y la estructura dental mediante cementación adhesiva, que proporciona integración mecánica del sistema, aumentando así la resistencia a la fractura.(p.389). Además, la adhesión duradera mejora la adaptación marginal y disminuye la micro filtración y la caries secundaria. (Yüksel & Zaimoglu, 2011) El cemento y su respectiva técnica de cementación en conjunto con el tipo de sistema adhesivo utilizado también juegan un rol primordial en el éxito clínico y la longevidad de las restauraciones indirectas. (p.261)

Dentro de los cementos resinosos, están los cementos duales de tipo convencional que se recomiendan para la cementación de restauraciones indirectas de resina compuesta, especialmente aquellas que usan cerámica a base de sílice; dicho cemento penetra en las irregularidades de la superficie interna de la restauración, y el diente. La interface entre el cemento y la resina compuesta permite una transferencia eficaz de la tensión de la resina compuesta al diente, lo que evitará el inicio de grietas. (Corral, y otros, 2016)

Como ventajas adicionales de los cementos resinosos de curado dual de tipo convencional son más translúcidos que el ionómero de vidrio y que los cementos de fosfato, y están disponibles en muchos tonos diferentes. Su principal desventaja, es que necesitan ser usados junto con un sistema adhesivo que es de grabado total, autograbado, o de curado dual y solo ahí se logra el sellado marginal clínicamente exitoso. (Yüksel & Zaimoğlu, 2011)

Con este antecedente los pretratamientos de los sustratos dentales (esmalte,dentina) mediante el uso y técnicas adecuadas de los diferentes sistemas adhesivos con: grabado, secado, imprimación y colocación del

adhesivo son de vital importancia para asegurar la unión con el cemento resinoso y las restauraciones indirectas. (Weiser & Behr, 2015). Por lo tanto, el fin principal de este estudio es comparar la resistencia a la tracción de tres distintos tipos de sistemas adhesivos en restauraciones indirectas a base de resina compuesta cementadas con un cemento resinoso dual convencional mediante el test de resistencia adhesiva por micro tracción.

Los avances tecnológicos en Odontología se dirigen al perfeccionamiento de los biomateriales, con el progreso de sus elementos y procesos clínicos más simplificados se ha mejorado la calidad y resultados. Hoy en día las causas más frecuentes para el fracaso de las restauraciones adhesivas según, Zhang (2018) son la pérdida de retención y la adaptación marginal. Por lo que, un enfoque valioso para prolongar la vida clínica de los adhesivos podría ser mejorar la estabilidad del enlace de estos biomateriales con el tejido dental.(p.3).La eficacia de unión inmediata casi en todos los sistemas adhesivos actuales es bastante favorable independientemente del adhesivo utilizado. (Inoue, y otros, 2009)

Por otro lado, cuando se prueban estos adhesivos en la parte clínica, la efectividad de los enlaces de algunos materiales parece ser dramáticamente baja, mientras que los enlaces de otros materiales son más estables. (Van Meerbeek B. , Yoshihara, Yoshida Mine, & Demuk, 2011).

La adhesión al tejido dental es un requisito fundamental para los materiales dentales, la misma que se da en esmalte, dentina; en el sustrato del esmalte la adhesión ocurre mediante retención micro mecánica que se produce al realizar el grabado del tejido con ácido orto fosfórico al 37% en donde los minerales extraídos durante el acondicionamiento ácido son reemplazados por monómeros que una vez polimerizados generan una traba mecánica; la función del ácido orto fosfórico es desmineralizar y disolver selectivamente la matriz inorgánica de hidroxiapatita de las varillas adamantinas, creando microporosidades elevando la energía superficial del tejido, favoreciendo la

humectación con el adhesivo, el mismo que al polimerizarse dará la retención micro mecánica. (Zhongjun, y otros, 2018).

Mientras la adhesión en el sustrato dentina depende directamente de la calidad de la Capa Híbrida que se forma por la dentina desmineralizada y la infiltración del sistema adhesivo entre las fibras colágenas y los túbulos dentinarios formando los tags de resina, dicha capa será la responsable de la retención micro mecánica de los materiales de tipo resinoso. En la actualidad para lograr una adhesión adecuada en el sustrato de dentina es necesario la aplicación de un sistema auto acondicionante el mismo que tiene la característica de realizar imprimación con monómeros ácidos leves (cítrico, maléico), o resinas acídicas (Phenil, P- MDP) y adherir con los monómeros hidrófilos o hidrófobos dependiendo del tipo de sistema adhesivo. (Zhongjun, y otros, 2018).

Este enclavamiento fue referido inicialmente por Nakabayashi et al. en 1982 y se conoce generalmente como "hibridación", o la creación de una "capa híbrida". Por lo tanto, cualquier medida para aumentar la vida útil de los adhesivos podrían concentrarse en la mejora de la estabilidad de la interfaz de unión entre estos biomateriales y el sustrato dental. (Reis, Klein-Júnior, De Souza, Stanislawczuk, & Loguercio, 2010). En base a la estrategia de adhesión subyacente, actualmente se usan tres mecanismos de adhesión con los sistemas adhesivos modernos.

El sistema adhesivo convencional implica una fase separada de grabado y enjuague; en su configuración más común se aplica un ácido (en su mayoría 30-40% de ácido fosfórico) conocido como acondicionamiento; el siguiente paso es la imprimación y la aplicación de la resina adhesiva en una sola aplicación. También existen los Adhesivos de autograbado, surgen con el objetivo de facilitar la técnica y disminuir el número de pasos en la técnica de adhesión; se basan en el uso de monómeros ácidos que no se enjuagan y que simultáneamente acondicionan y realizan imprimación en el sustrato dentina, y forman los tags de resina. (Jacobucco, Pereira, Kaster, Baena, & Moraes, 2017). Este enfoque elimina la fase de enjuague, que además de disminuir el tiempo de aplicación clínica; reduce de manera significativa la sensibilidad de la

técnica o el riesgo de cometer errores durante la aplicación. (Borges B. , Vilela, Junior., EJ Sousa Junior, & FHSL Pineiro, 2013)

Finalmente el sistema adhesivo de curado dual surge con la idea de conseguir una interfase diente- restauración lo suficientemente resistente y duradera este puede usarse con técnica de grabado ácido total, grabado ácido selectivo en el esmalte y como autograbante, con buenos valores de adhesión y sellado marginal; esto con la idea de reducir la sensibilidad postoperatoria, su componente principal es el MDP y silano ; el monómero MDP optimiza la capacidad de autograbador del adhesivo, mientras el silano ayuda a la adhesión con las superficies cristalinas de la cerámica; es auto polimerizable y foto- polimerizable, con la idea de inducir una mayor durabilidad de la unión restauración- diente. (Borges B. , y otros, 2013)

En un estudio realizado por Dourado & Reis (2006), el porcentaje de restauraciones que resistieron la pérdida de retención por intervalo disminuyó en los adhesivos auto condicionantes de 2 pasos (4,7% variando de 0-19,3%) comparado con los adhesivos convencionales de grabado total (6,2% variando de 0-19,5%) y los sistemas de adhesión auto condicionantes de 1 paso (8,1% variando de 0-48%). Los adhesivos auto condicionantes de 2 pasos, aunque tengan un óptimo porcentaje de retención, necesitan una mejora en la unión al esmalte. Los sistemas adhesivos convencionales de grabado total son los más usados por los estomatólogos en América Latina, aunque los resultados de retención no son tan favorables, aproximadamente 6,2% (con una variación de 0-19,5%) comparado con los sistemas mencionados anteriormente. (p.24)

Conociendo las características de los sistemas adhesivos, y en base a estudios que indican una mejor adhesión de diferentes materiales de restauración, se plantea el siguiente problema de investigación: ¿Cuál de los 3 sistemas adhesivos permite una mejor resistencia a la tracción en restauraciones indirectas a base de resina compuesta cementadas con un cemento dual convencional?



## 1.2. Justificación de la investigación

Hoy en día, los compuestos basados en resina han mejorado significativamente tanto en propiedades mecánicas como estéticas y pueden usarse como restauraciones indirectas con resultados predecibles. (Chen, MX, & Zhang, 2019) Las técnicas de adhesión indirectas constituyen una parte fundamental de las restauraciones estéticas contemporáneas. Las restauraciones indirectas se unen de forma rutinaria al sustrato dental con cementos adhesivos de resina. (Chen, y otros, 2017) La unión a la dentina se conoce como una técnica menos confiable, especialmente cuando se compara con la unión del esmalte, debido a las características intrínsecas del sustrato de dentina, incluido el alto contenido orgánico, las variaciones de la estructura tubular y la presencia de movimiento del líquido hacia afuera. (Fron Chabouis, y otros, 2017).

Por lo tanto, es importante mejorar la adhesión de la dentina cuando se realizan restauraciones indirectas; esta unión a la dentina se ha vuelto más exitosa; debido al desarrollo de nuevos sistemas adhesivos en los últimos 10 años. Sin embargo, al unir las restauraciones resinosas a la estructura dental, se deben considerar dos interfaces diferentes: la interface dentina / adhesivo-cemento y la interface resina / cemento. (D'Arcangelo, y otros, 2009) La resistencia de la unión en ambas interfaces debe optimizarse, porque la menor determinará la fuerza de unión final de la restauración cementada. (Başaran, y otros, 2019) Cada paso de los procedimientos clínicos y de laboratorio puede tener un impacto en los resultados estéticos y la longevidad de las restauraciones indirectas. La cementación es el paso más crítico e implica la aplicación de un sistema adhesivo y un agente de cementación de resina. (Swift EJ Jr, 2009).

Diversos estudios han evaluado diferentes tratamientos superficiales utilizados para optimizar la fuerza de unión en la interface dentina / adhesivo-cemento y la interface resina / cemento (D'Arcangelo, y otros, 2009) El protocolo clínico incluye el uso de cementos de resina de doble polimerización; sin embargo, el

sistema adhesivo de unión dentinaria puede activarse por luz, auto polimerizarse o polimerizarse por doble acción.

La longevidad de una restauración depende de sus particularidades estructurales, del tipo de adhesión y una resistencia a la aplicación de fuerzas como la tracción. El presente estudio tiene por objeto determinar si la resistencia a la tracción sometidas a las restauraciones indirectas con resina compuesta está influenciada por el tipo del sistema de adhesión seleccionado, o si la resistencia a la fuerza de tracción de las restauraciones indirectas a base de resina compuesta no tiene relación en el uso de los diferentes tipos de sistemas adhesivos y que no existe diferencias significativas entre ellos. Con esto se pretende aportar al mejoramiento de protocolos clínicos para promover el éxito de la cementación en restauraciones indirectas a largo plazo.

En vista de la amplia variedad de evidencia respecto a la utilidad de los diferentes sistemas adhesivos sobre dentina, indicando mejoría de un sistema respecto a otro, se decide realizar este estudio para determinar si existe diferencia entre estos sistemas de adhesión o si pueden usarse de manera indistinta al momento de aplicarse directamente sobre el sustrato dentario.

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Micro filtración.

#### 2.1.1. Definición

La micro filtración se define clásicamente como la difusión de sustancias, tales como bacterias, fluidos orales, moléculas, iones, en un espacio lleno de líquido o un defecto estructural que se presente de forma natural o que se produce entre materiales restaurativos y estructura dental. (Metz, y otros, 2016). Se debe poner énfasis en conseguir una minimización de la brecha marginal ya que un aumento en la brecha marginal resulta en un aumento de la disolución del cemento, aumentando así el potencial de micro filtración. (Ritter, y otros, 2019).

#### 2.1.2. Factores que influyen en la micro filtración.

La cantidad de micro filtración depende de una serie de factores como:

- Las interacciones complejas entre variables relacionados con la restauración dental, los agentes de cementación y las estructuras dentales. (Yüksel & Zaimoğlu, 2011).
- Resistencia y capacidad de sellado de los agentes de consolidación a las tensiones variables también son factores importantes que influyen en la extensión de la fuga. (Wu, Gu, Huang, Luo, & Yang, 2019).

Moda, Fagundes, Briso, & Dos Santos (2018), indica que la micro filtración corresponde a una falla en la adhesión, la misma que se produce en distintos niveles de las distintas interfases.

## **2.2. Tipos de falla**

1. **Falla Adhesiva:** ocurre en la interfase de dos estructuras diferentes. (Esmalte y Material Adhesivo/Dentina y Material Adhesivo/ Resina compuesta y Material Adhesivo.)
2. **Falla Cohesiva:** ocurre en el interior de la estructura del material. (Esmalte/ Dentina/ Resina compuesta/ Material Adhesivo). (Moda, Fagundes, Briso, & Dos Santos, 2018)

### **2.2.1. Falla adhesiva**

#### **2.2.1.1. Falla adhesiva entre esmalte y material adhesivo:**

Buonocore, (1955) estudió las bases de la adhesión en esmalte y menciona que el fallo a este nivel se da cuando existe un aislamiento incorrecto, contaminándose con sangre y saliva, dando como resultado la ampliación de la energía superficial; en condiciones normales la energía superficial del esmalte es baja lo que mantiene su integridad estructural e impide la adherencia bacteriana. Por lo que se sugiere la limpieza del esmalte con bicarbonato; preparado el esmalte se procede al grabado con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos seguido de un enjuague minucioso, evitando así la falla. (p. 34).

#### **2.2.1.2. Falla adhesiva entre dentina y material adhesivo:**

Abdelmegid, Salama, Abouobaid, Halawany, & Alhadlaq (2019) menciona que la resistencia adhesiva disminuye tras colocar el primer y ser contaminada con sangre, por lo que debe existir un adecuado aislamiento, seguido de un acondicionamiento correcto de la superficie dentinaria, eliminando el Smear Layer, preparando la zona intertubular (p. 331).. Se debe formar la capa híbrida a través de la imprimación del adhesivo ocupando el espesor de la dentina desmineralizada. Otro factor importante es mantener la humedad de la dentina, ya que si existe un exceso de agua se formará vesículas hídricas las mismas que alteran la polimerización, en cambio sí existe una desecación de la

dentina existe un colapso del colágeno esto conduce a que no haya formación de la capa híbrida. Es importante, la formación de los tags de resina ya que nos ayudan a evitar la invasión bacteriana y el dolor pos operatorio.

En lo que compete al solvente, tenemos diversos vehículos como: agua, acetona y alcohol, se deben evitar dejar destapados los frascos del adhesivo ya que el vehículo puede evaporarse fácilmente y esto ocasionará un fallo en la adhesión. También se debe tener en cuenta realizar una polimerización adecuada con una lámpara de alta potencia con una longitud de onda de 600nm a 800nm. (Moda, Fagundes, Briso, & Dos Santos, 2018).

#### **2.2.1.3. Falla adhesiva entre resina compuesta y material adhesivo:**

Para impedir una falla en la interfase de la resina compuesta y el sistema adhesivo es necesario evitar la contaminación con sangre o saliva, seguido de una polimerización inadecuada del adhesivo, así como prevenir la contracción de la resina compuesta. (Abdelmegid, Salama, Abouobaid, Halawany, & Alhadlaq, 2019).

#### **2.2.2. Falla cohesiva:**

Según Piemjai & Chantarawej (2017) menciona tres tipos de falla cohesiva:

##### **2.2.2.1. Falla cohesiva en el tejido dentario (esmalte y dentina):**

Esta falla se debe a un exceso de tiempo en el grabado total (esmalte y dentina) lo que produce una desmineralización excesiva seguida de un esmalte debilitado.

### **2.2.2.2. Falla cohesiva en la resina compuesta:**

Principalmente con una polimerización inadecuada obtendremos una capa demasiado gruesa perdiendo la capa inhibida y dando lugar a la pigmentación.

### **2.2.2.3. Falla Cohesiva en el material adhesivo:**

La falla principal se da a nivel de la parte superficial de la capa híbrida debido a un colapso del colágeno; otra falla se debe a la falta de distribución uniforme de los monómeros; la aparición de vesículas hibroides alteran la capa híbrida ya que aparecen entre el imprimador y la resina.

## **2.3. Adhesión**

La adhesión en el tejido dentario, se da con el uso de sistemas adhesivos con grabado ácido de las estructuras dentarias, o cuando estos actúan como agentes acondicionantes y adhesivos. (Van Meerbeek B. , Yoshihara, Yoshida Mine, & Demuk, 2011).

Spencer, P. (2010) sostiene que la adhesión se consigue a través de la formación de la capa híbrida sobre la superficie dentinaria la misma que contiene monómeros polimerizados entrelazados con el colágeno de la dentina formando un tope micro mecánico.

### **2.3.1. Definición de adhesión.**

Cuando dos superficies se mantienen unidas a través de una interfase mediante fuerzas basadas en mecanismos químicos, mecánicos o mixtos se habla de adhesión. Puede ser de tipo mecánica y química. (Hoda, y otros, 2018).

**1. Adhesión física o mecánica:** Es una relación de contacto que se produce sin enlaces químicos, puede ser micromecánica en función de la morfología microscópica donde se producirá una traba. Y macro mecánica mediante

diseños cavitarios que servirán de retención. En los dos casos se produce efectos geométricos y reológicos.

**2. Adhesión específica o química:** En esta adhesión se va a producir dos tipos de uniones químicas.

- Uniones químicas primarias son enlaces interatómicos, uniones de alta energía. Por ejemplo, la técnica incremental de capas de resina compuesta.
- Uniones químicas secundaria, enlaces débiles, que se dan entre moléculas. (Barrancos Mooney, 2008)

#### **2.4. Sistemas adhesivos**

Los sistemas modernos de adhesivo dental se utilizan para mejorar la unión entre los materiales compuestos de resina y las paredes de la cavidad del diente preparado. La adhesión de la resina compuesta al adhesivo se logra mediante un proceso de copolimerización de dobles enlaces residuales (-C = C-) en la capa de inhibición de oxígeno del adhesivo. La unión a los sustratos dentales se basa en un proceso de intercambio mediante el cual el material inorgánico del diente se cambia por resina sintética. (Piemjai, Özcan, Garcia-Godoy, & Nakabayashi, 2016)

La desmineralización por ácido fosfórico o monómeros ácidos es un requisito previo para eliminar el componente inorgánico por el cual se exponen las microporosidades en la superficie del esmalte. En la dentina se produce la infiltración de monómeros para la formación de la capa híbrida y la dentina. (Okazaki, Yoshida, Egoshi, Takase, & Murata, 2019) Este proceso se basa principalmente en la difusión con enclavamiento micromecánico, que se considera el estándar de oro en términos de efectividad de la unión. Además, últimamente se ha prestado atención a la interacción química adicional entre los monómeros funcionales y los componentes del sustrato dental que

potencialmente juegan un papel crítico en el proceso general de adhesión. (Bertassoni, Stankoska, & Swain, 2012)

Otras consideraciones importantes se refieren a las diferentes características anatómicas del esmalte y la dentina que están involucradas en los procedimientos de unión. Morfológicamente, la matriz de dentina está compuesta de túbulos que corren continuamente desde la unión del esmalte dentinario hasta la pulpa, llenos de fluidos intra-tubulares y rodeados por una dentina peritubular hipermineralizada y una matriz intertubular más suave de fibrillas de colágeno mineralizadas; estas características peculiares hacen que la dentina sea una barrera semipermeable altamente hidrofílica entre el esmalte y la pulpa, lo que explica la respuesta diversa al procedimiento de unión en comparación con la del esmalte. (Pashley DH, 2010)

Además, tales características pueden dificultar la unión efectiva a la dentina y esto puede conducir consecutivamente a daños en la pulpa debido a componentes adhesivos citotóxicos o debido a bacterias, que han penetrado en el espacio entre la restauración y la pared de la cavidad. Por lo tanto, el conocimiento de los componentes adhesivos es importante para comprender mejor la eficiencia y el efecto de la unión adhesiva. (Moura, y otros, 2018). Independientemente del mecanismo de unión, los componentes básicos de los sistemas adhesivos son monómeros de resina acrílica, solventes orgánicos, iniciadores, inhibidores y, a veces, partículas de relleno. (Abad-Coronel, Naranjo, & & Valdiviezo, 2019). Por otro lado, la composición proporcional y la química de estos componentes difieren entre las diferentes clases de adhesivos.

#### **2.4.1. Clasificación de los sistemas adhesivos**

La clasificación que mejor caracteriza los sistemas adhesivos fue propuesta por Van Meerbeek et al. (2011), donde se considera la interacción con el sustrato y los pasos de aplicación clínica. En la actualidad, se identifican dos estrategias



principales de adhesión: los sistemas adhesivos de grabado y enjuague, que eliminan el barrido dentinario o smear layer y los sistemas adhesivos autograbantes, que disuelven e incorporan la capa de barrido dentinario y recientemente se ha comercializado un nuevo grupo de materiales denominados sistemas adhesivos universales o multimodo cuya característica principal es que son de curado dual (p.17) (cuadro 1).

**Tabla 1.**

*Clasificación de los sistemas adhesivos*

Category	Technique (generation)	Etch	Priming	Adhesive
Etch-and-rinse (ER)	Three steps (4th generation)	Phosphoric acid 32–40%	Primer	Adhesive resin
	Two steps (5th generation)	Phosphoric acid 32–40%	Primer + adhesive resin	
Self-etch (SE)	Two steps (6th generation)	Acidic monomers + primer		Adhesive resin
	One step (7th generation)	Acidic monomers + primer + adhesive resin		
Universal (U)	ER 2 steps	Phosphoric acid 32–40% (E+D)	Acidic monomers + primer + adhesive resin (E+D)	
	SE 1 step	Acidic monomers + primer + adhesive resin(E+D)		
	Selective etching enamel + SE dentin	Phosphoric acid 32–40% (E)	Acidic monomers + primer + adhesive resin(E+D)	

Tomado de: . (Van Meerbeek B. , Yoshihara, Yoshida Mine, & Demuk, 2011)

#### **2.4.1.1. Sistema Adhesivo convencional, de grabado total:**

Conocidos como Etch and Rinse, necesitan acondicionamiento del sustrato dental con ácido orto fosfórico al 37 % que permite la formación de una superficie porosa en el esmalte formando microretenciones y en la dentina la eliminación el smear layer o barrido dentinario, seguido de la penetración de monómero adhesivo; infiltrando el adhesivo y sellando los túbulos dentinarios, obteniendo así la retención micro mecánica a través de los tags de resina.

(Mandri, Aguirre, Eugeni., & Zamudio, 2014). Actualmente dividido en dos grupos:

- **Sistema adhesivo de tres pasos:** Denominado como (Total Etch systems) requieren del grabado ácido total con ácido ortofosfórico al 37% (esmalte, 15 segundos /dentina, 10 segundos), seguido de enjuague con agua y secado con aireación de la jeringa triplex a 15 cm de distancia evitando la desecación excesiva de la dentina dejándola ligeramente húmeda.

Luego la aplicación de un primer en la dentina con un aplicador cuya función es transformar la superficie dental hidrofílica en hidrofóbica logrando así la unión de la resina adhesiva; contiene monómeros polimerizables hidrofílicos disueltos en agua, acetona o etanol con la función de transportar los monómeros a través del tejido grabado; la imprimación culmina con una dispersión usando aireación ligera de la jeringa triplex a 15 cm de distancia removiendo el solvente y dejando una superficie lisa y brillante y por último la aplicación de un adhesivo; que es un agente hidrofóbico de unión que se une químicamente a la resina; que se fotocura según la casa comercial, considerado como el Sistema adhesivo Gold Standar. Este sistema actualmente se encuentra en desuso por ser una técnica muy larga y sensible en la realización de los pasos.

- **Sistema adhesivo de dos pasos:** requiere de grabado ácido total de 15 segundos (10 segundos en esmalte, y 5 segundos en dentina) con ácido ortofosfórico al 37% seguido de enjuague con gran cantidad de agua aproximadamente por 30 segundos y secado de la cavidad con papel absorbente/ o bolitas de algodón estériles, evitando la desecación excesiva de la dentina. Se mantiene húmeda la dentina con el objetivo de evitar que las fibrillas de colágeno desmineralizadas colapsen impidiendo una adecuada infiltración del adhesivo. Luego la aplicación del adhesivo en todas las superficies preparadas del esmalte y dentina con un microbrush, dejándolo actuar aproximadamente unos 20 segundos, airear ligeramente, y

luego volver a colocar una segunda capa de adhesivo, finalmente fotocurar el tiempo según el fabricante; este viene en una sola botella en conjunto con el primer. (Van Meerbeek B. , Yoshihara, Yoshida Mine, & Demuk, 2011)

#### **2.4.1.2. Sistema adhesivo de curado Dual:**

Los sistemas adhesivos han evolucionado formando el **sistema adhesivo de curado dual** que necesita grabado ácido; en el cual se graba la pieza dentaria con ácido orto fosfórico al 37%,(10 segundos en esmalte) se lava con abundante agua por unos 30 segundos, se airea a unos 15 cm de distancia evitando la desecación excesiva de la dentina, se la deja ligeramente húmeda y se coloca el adhesivo con característica de ser de curado dual es decir, que puede foto polimerizarse o dejarlo en la fase de autopolimerización.

Para la colocación del adhesivo este viene en dos tipos de presentaciones:

- El sistema de dos botellas se mezclan una gota de cada una de las botellas con una espátula para mezcla.
- El sistema conocido como “Single Dose”: que para activarlo se presionará el blister con el dedo gordo e índice donde está señalado “press here” este proceso hará que se inyecte el líquido 2 en el líquido 1 en el émbolo
- Dispensador en una proporción 1:1; luego perforar el folio del émbolo dispensador con un explorador y realizar movimientos circulares para crear un mezcla homogénea . (Van Meerbeek B. , Yoshihara, Yoshida Mine, & Demuk, 2011)

Para las dos presentaciones dicha mezcla se colocará con un microbrush en todas las superficies preparadas del esmalte y dentina frotándolo durante 20 segundos, luego airear por 5 segundos con la jeringa triplex, finalmente se polimeriza por 10 segundos aproximadamente.

Actualmente dentro de los sistemas adhesivos de curado dual tenemos uno autograbante con el objetivo de evitar un sobre grabado, no necesita de grabado ácido previo; de curado dual reforzado con nano partículas de tipo universal; que se destaca por su endurecimiento químico en áreas donde no llega la luz de fotopolimerización; ideal para dentina y esmalte.

Su comportamiento en esmalte mediante la aplicación de monómero ácido, logra microretenciones mediante enlaces químicos con la hidroxiapatita. Los iones de calcio del esmalte se desprenden debido al grabado (mediante la neutralización de los iones de hidróxido) y pierden su equilibrio químico al formar complejos con los iones de fosfato. Como resultado, la estructura cristalina de la hidroxiapatita se disuelve capa por capa. (Borges B. , y otros, 2013)

En la dentina el sistema adhesivo de curado dual tiene la característica de ser tolerante a la humedad de la misma; las fibras colágenas expuestas son empapadas forzosamente, no es necesario eliminar el barrillo dentinario, dado que es transformado, disuelto químicamente e integrado en la capa adhesiva, además la formación de tags de resina en la dentina asegura una protección contra la sensibilidad posoperatoria. La característica de pH ácido se neutraliza al terminarse el forocurado del sistema adhesivo. (Borges B. , y otros, 2013)

En el cuadro 2, tomado de Carvalho C. , Lanza, Carvalho, & Bauer (2019), se aprecian los pasos clínicos de los sistemas adhesivos de Grabado Total en esmalte y dentina.

#### **2.4.1.3. Sistema Adhesivo Autograbante, auto acondicionante:**

También conocido como Self Etch; su característica principal es que contiene un monómero ácido cuya función es producir una disolución del Barrillo Dentinario o Smear Layer, acompañado de la descalcificación de la capa más

superficial dentinal y la imprimación total de las fibras colágenas de la dentina, sintetizando la técnica. La diferencia principal en relación al sistema adhesivo convencional es que alteran la capa de Smear Layer, pero no la elimina; esto con la finalidad de disminuir la sensibilidad post operatoria. Este sistema se divide en dos grupos:

- **Sistema Adhesivo Auto condicionante de dos pasos:** contiene dos frascos el uno que contiene el primer cuya función es acondicionar el tejido dentario y el otro el adhesivo con la función de agente químico de unión. Para su aplicación es necesario mezclar una gota de cada frasco homogéneamente para luego, esa preparación colocar en el sustrato dental a tratar.
- **Sistema Adhesivo Auto acondicionante de un paso:** tiene la particularidad de en una sola botella tener la característica de grabado, imprimación y adhesión en un solo paso, obviando el paso de lavado. (Mandri, Aguirre, y cols, 2014).

Para su aplicación en el sustrato dental, se debe primero desinfectar la cavidad a tratar con clorhexidina dejar actuar varios segundos y luego lavar abundantemente; posterior a esto secar la cavidad con bolitas de algodón estériles o con aireación ligera evitando la desecación y manteniendo la humedad de la dentina, evitando la contaminación de saliva y sangre con aislamiento absoluto con dique de goma, o aislamiento relativo con torundas de algodón.

Para la aplicación sólo en esmalte es necesario limpiar la superficie y asperizar con una piedra de diamante. Con un microbrush aplicar una gota de adhesivo autograbante en esmalte y dentina y dejar actuar por 20 segundos, airear ligeramente por 5 segundos y finalmente polimerizar por 10 segundos con una lámpara de fotocurado de alta potencia. (Takamizawa, y otros, 2018)

El cuadro 3 igualmente tomado de Carvalho C., y cols (2019) indica los pasos clínicos para los sistemas adhesivos autograbantes de dos pasos. y el cuadro 4 los pasos clínicos para el sistema dual o multimodo.

**Tabla 2.**

*Pasos clínicos para los sistemas adhesivos de Grabado total en esmalte y dentina.*

Pasos Clínicos	Sistema adhesivo	Función	Cuidados
1. Grabado ácido Duración: 15 segundos.		<ul style="list-style-type: none"> <li>Desmineralización selectiva del esmalte (10 segundos).</li> <li>Remoción del smear layer. Y exposición de la red de colágeno en la dentina (5 segundos).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>El aumento del tiempo de grabado en dentina, aumenta la discrepancia entre el producto desmineralizado y la infiltración de monómeros.</li> </ul>
2. Lavado (20 segundos).		<ul style="list-style-type: none"> <li>Remoción de subproductos de la reacción espesantes del gel ácido ortofosfórico.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>El lavado incompleto puede dejar residuos en la superficie que interfieren en la impregnación del adhesivo.</li> </ul>
3. Aireación.		<ul style="list-style-type: none"> <li>Observación de la apariencia de la cavidad tratada de color blanco opaca en esmalte para formación de micro retenciones.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>En dentina evitar el tiempo prolongado de exposición al secado con el aire, ya que origina colapso de las fibrillas de colágeno expuestas al grabado ácido; produciendo daños pulpares.</li> <li>Evitar contaminación con saliva y sangre para reducir la formación de burbujas durante la imprimación y el colapso de la red de colágeno.</li> </ul>
4. Mantener dentina húmeda.		<ul style="list-style-type: none"> <li>La desecación expande las fibrillas de colágeno colapsadas, reduciendo la penetración de la resina y formando poros bajo el material restaurativo.</li> <li>El exceso de humedad causa emulsificación y orificios en la imprimación.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Secado con papel absorbente estéril para mantener dentina húmeda.</li> </ul>
5. Aplicación del sistema adhesivo (2 pasos) o primer (3 pasos), tanto en esmalte como en dentina.		<ul style="list-style-type: none"> <li>Promueve contacto del adhesivo con sustratos dentales.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Restregar el adhesivo en la superficie, para facilitar su penetración en las micro porosidades de los sustratos.</li> <li>El tiempo dependerá del tipo de solvente que contenga el adhesivo.</li> </ul>
6. Aplicación de aire comprimido.		<ul style="list-style-type: none"> <li>Evaporación del solvente y agua residuales de la dentina evitando la desecación</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>La aplicación del aire comprimido se realizará a 20 cm para evitar incorporación de oxígeno en la capa de adhesivo, inhibiendo la polimerización;</li> <li>Aplicación hasta no visualizar movimiento del adhesivo en la superficie (este se torna más viscoso por la ausencia de solventes)</li> </ul>
7.1. Repetición de	2 pasos	<ul style="list-style-type: none"> <li>Saturar la dentina y el</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Repetir los pasos cuando no</li> </ul>

los pasos 5 y 6 (ver recomendaciones del fabricante)		esmalte con monómeros resinosos. <ul style="list-style-type: none"> <li>Promover la unión entre la capa de adhesivos y la resina compuesta.</li> </ul>	se observe que el adhesivo tiene una apariencia brillante, húmeda y uniforme sobre las superficies.
7.2. Aplicación del adhesivo (bond) tanto en esmalte como dentina	3 pasos	<ul style="list-style-type: none"> <li>Promover la unión entre la capa del adhesivo y la resina compuesta.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>No se aplica aire comprimido, por ausencia de solvente en la capa del adhesivo (bond).</li> </ul>
8. Fotoactivación		<ul style="list-style-type: none"> <li>Polimerizar los monómeros.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Colocar el fotopolimerizador próximo a las superficies, para evitar la reducción de la intensidad de la luz.</li> <li>A mayor tiempo de polimerización, mayores las propiedades de la capa del adhesivo</li> </ul>

Tomado de: (Carvalho C. , Lanza, Carvalho, & Bauer, 2019)

**Tabla 3.**

*Pasos clínicos para los sistemas adhesivos autocondicionantes de dos pasos.*

Pasos Clínicos	Función	Cuidados
1. Aplicación del primer autocondicionante. Duración: 10 a 20 segundos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Desmineralización y penetración simultánea en esmalte.</li> <li>En dentina, desmineralización del smear layer y penetración en la dentina subyacente</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Realizar procedimiento en forma activa, restregándolo sobre los substratos dentarios.</li> <li>En esmalte intacto se puede aplicar el doble de tiempo recomendado</li> </ul>
2. Secado con aire comprimido Duración: 15 segundos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Evaporación del agua (y otros solventes) que promueven la ionización de los componentes ácidos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Se realizará a 20 cm para evitar incorporación de oxígeno y la inhibición de polimerización.</li> <li>Verificar que la superficie del substrato se presente brillante de forma homogénea, caso contrario repita los procedimientos 1 y 2</li> </ul>
3. Aplicación del adhesivo.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Saturar los substratos con más monómero resinoso.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Verificar si el adhesivo empleado posee o no solventes volátiles en su composición. Si no los posee, los pasos 4 y 5 no deben ser realizados. Si los posee, se debe aplicar aire comprimido para la eliminación de los solventes.</li> </ul>
4. Aplicación de aire comprimido	<ul style="list-style-type: none"> <li>Evaporación de los solventes presentes en el adhesivo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Se realizará a 20 cm para evitar incorporación de oxígeno en la capa de adhesivo, inhibiendo la polimerización.</li> <li>Aplicación hasta no visualizar movimiento del adhesivo en la superficie (este se torna más viscoso por la ausencia de solventes).</li> </ul>
5. Repetición de los pasos 3 y 4 (ver recomendaciones del fabricante)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Saturación de substratos con monómeros resinosos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Repetir los pasos cuando no se observe que el adhesivo tiene una apariencia brillante, húmeda y uniforme sobre las superficies</li> </ul>
6. Fotoactivación.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Polimerizar los monómeros.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Colocar el fotopolimerizador próximo a las superficies, para evitar la reducción de la intensidad de la luz.</li> <li>Utilizar siempre el tiempo recomendado por el fabricante.</li> </ul>

Tomado de: (Carvalho C. , Lanza, Carvalho, & Bauer, 2019)

Tabla 4.

*Pasos clínicos para el sistema Adhesivo Dual o Multimodo.*

Pasos clínicos	Función	Cuidados
1. <b>Grabado ácido selectivo.</b> Duración: 10 segundos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Desmineralización selectiva del esmalte con ácido ortofosfórico al 37%.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Cubrir dentina con algodón estéril en bolitas para evitar grabado de la dentina con ácido ortofosfórico.</li> </ul>
2. <b>Lavado.</b> Duración: 20 segundos mínimo	<ul style="list-style-type: none"> <li>Remoción de los subproductos de la reacción espesante del gel ácido.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Lavar adecuadamente el sustrato del esmalte para evitar acumulación de cristales de hidroxiapatita y restos de materia inorgánica que impida una adecuada difusión del adhesivo.</li> </ul>
3. <b>Secado con aire comprimido.</b> Duración: 10 segundos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Observar apariencia del esmalte color blanco opaco formando micro retenciones.</li> <li>Evitar desecación excesiva en dentina.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Se realizará a 20cm para evitar incorporación de oxígeno, y la inhibición de polimerización</li> <li>Verificar que la superficie del sustrato se presente brillante de forma homogénea, caso contrario repita los procedimientos 1 y 2</li> </ul>
4. <b>Aplicación del adhesivo.</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Saturar los sustratos con más monómero resinoso.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Verificar si el adhesivo empleado posee o no solventes volátiles en su composición. Si no los posee, los pasos 4 y 5 no deben ser realizados. Si los posee, se debe aplicar aire comprimido para la eliminación de los solventes.</li> </ul>
5. <b>Aplicación de aire comprimido</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Evaporación de los solventes presentes en el adhesivo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Se realizará a 20 cm para evitar incorporación de oxígeno en la capa de adhesivo, inhibiendo la polimerización.</li> <li>Aplicación hasta no visualizar movimiento del adhesivo en la superficie (este se torna más viscoso por la ausencia de solventes).</li> </ul>
6. <b>Repetición de los pasos 4 y 5 (ver recomendaciones del fabricante)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Saturación de sustratos con monómeros resinosos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Repetir los pasos cuando no se observe que el adhesivo tiene una apariencia brillante, húmeda y uniforme sobre las superficies</li> </ul>
7. <b>Fotoactivación.</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Polimerizar los monómeros.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Colocar el fotopolimerizador próximo a las superficies, para evitar la reducción de la intensidad de la luz.</li> <li>Utilizar siempre el tiempo recomendado por el fabricante.</li> </ul>
<p><b>Nota:</b> En el caso de ser un sistema adhesivo dual autograbante, se obviará el paso de grabado ácido en esmalte. Más bien se frota el adhesivo en todas las superficies de la cavidad a tratar. (Esmalte y dentina)</p>		

Tomado de: (Carvalho C. , Lanza, Carvalho, & Bauer, 2019)

#### 2.4.2. Componentes básicos de los sistemas adhesivos

Independientemente de cómo funcionan los diferentes Sistemas Adhesivos, todos tienen compuestos similares. Sin embargo, su proporción relativa varía según las diferentes clases de sistemas adhesivos. En general, su composición básica contiene: ácidos, varios monómeros, disolventes orgánicos, iniciadores e inhibidores de la polimerización y, a veces, algunos contenidos inorgánicos, cada uno con una función específica. Conocer las propiedades químicas de estos componentes es primordial para comprender el procedimiento del adhesivo y predecir su comportamiento. (Van Landuyt, y otros, 2014)



### **2.4.2.1. Los monómeros**

Los *monómeros* son los *componentes más importantes de un sistema adhesivo*, considerados como los componentes clave del sistema; estos incluyen reticuladores y monómeros funcionales. Tres partes distintas caracterizan las estructuras de los monómeros: uno o más grupos polimerizables unidos, un espaciador y un grupo funcional. Los grupos polimerizables son los metacrilatos y acrilatos. Al ser parte de una molécula grande (por ejemplo, Bis-GMA), generalmente muestran un comportamiento hidrófobo. Los metacrilatos son menos reactivos y sensibles a la inhibición del oxígeno que los acrilatos y, por lo tanto, pueden ser menos citotóxicos.

La función principal del espaciador de monómero es mantener los grupos funcionales y polimerizables bien separados. Además, el espaciador influye en las propiedades del monómero y el polímero resultante. El diseño y el tamaño del grupo espaciador influyen en la hidrofilia del polímero resultante. El tamaño del espaciador determina además la viscosidad de los monómeros y la capacidad relacionada de humectación e infiltración de los monómero (Wej, Silikas, Zhang, & Watts, 2011)

Básicamente, se pueden distinguir dos tipos de monómeros:

#### **2.4.2.1.1. Los monómeros funcionales:**

Generalmente exhiben propiedades hidrófilas que actúan como promotores de adhesión mejorando la fuerza de unión de los adhesivos al sustrato de la dentina y, según el grupo específico funcional, pueden realizar distintas acciones, como:

- Aumentan la humectabilidad del sustrato dentario; por ejemplo el metacrilato de hidroxietilo; HEMA. Lo que da un efecto promotor de

adhesión; pueden establecer la desmineralización de la superficie en cierta medida cuando se aplican en una concentración suficiente.

- Inician con la desmineralización del tejido dental; por ejemplo, fenil-P.
- Determinar las propiedades antibacterianas (p. ej., MDPB). (Moszner, Salz, & Zimmermann, 2011).

Los grupos funcionales más comunes utilizados en los monómeros comerciales son los grupos fosfato, ácido carboxílico y alcohol. Ocasionalmente, se añaden grupos funcionales particulares a un monómero para mejorar la capacidad de desmineralización, permitir propiedades antibacterianas y efectos desensibilizantes, o aumentar la biocompatibilidad de los monómeros. (Milia E, 2010)

#### **2.4.2.1.2. Los monómeros de reticulación:**

Con un perfil hidrófobo forman la matriz polimérica del adhesivo responsable de su comportamiento biomecánico y de su interacción y copolimerización con el material restaurador. (Van Landuyt, y otros, 2014).

#### **2.4.2.2. Primers o Imprimadores o agente promotor de adhesión**

El objetivo principal del primer o imprimador es cambiar la superficie de la dentina hidrofílica en una fase hidrofóbica, garantizando un aumento en la energía de la superficie de la dentina haciendo de este sustrato un receptor adecuado de la unión hidrofóbica de la resina, permitiendo una mejor humectabilidad y una penetración eficiente en la red de colágeno expuesta. (Aguilar-Mendoza, MA., Rodriguez-Valverde, & Cabrerizo-Vilchez, 2008)

Los Primers, son agentes generadores de la adhesión, contienen monómeros disueltos en disolventes orgánicos tales como: alcohol, acetona y / o agua. Estos monómeros tienen propiedades hidrófilas con afinidad por las fibrillas de

colágeno expuestas y propiedades hidrófobas para permitir la copolimerización con la resina adhesiva. (Van Landuyt, y otros, 2014).

#### **2.4.2.2.1. El monómero de hidroxietil metacrilato**

(HEMA) es el que se incorpora con mayor frecuencia en los primers; su bajo peso molecular, junto con su naturaleza hidrófila, no solo mejora la humectabilidad de la dentina, sino que también potencia la re-expansión de la red de colágeno, mejorando la capacidad de unión de los sistemas adhesivos. (Pashley, y otros, 2019). Además, permite la dispersión de monómeros hidrófobos ya que los mantiene en solución. (Van Landuyt, y otros, 2014)

Para los sistemas adhesivos de grabado total, la técnica de unión húmeda es un procedimiento de rutina esencial para la unión de la dentina (Kanca, 1992), importante cuando se usan imprimadores que contienen acetona como disolvente (Memarpour, Shafiei, Razmjouei, & Soltani, 2018) ya que las moléculas de acetona son incapaces de establecer enlaces de hidrógeno y fomentan la re-expansión de colágeno (Pashley y otros, 2019). La dentina húmeda en la fase de post-acondicionamiento, evita el colapso de la red de colágeno, lo que es crucial para asegurar una adecuada infiltración de los monómeros adhesivos en todos los huecos de tamaño nanométrico de la malla orgánica. Para esto, el exceso de agua en la cavidad debe eliminarse con una esponja seca o un chorro de aire corto. (Wu, y otros, 2019)

Si la dentina presenta una condición de exceso de humedad, el exceso de agua determina la separación de fases de los componentes hidrófobos e hidrófilos, lo que resulta en la producción de *ampollas y glóbulos de resina en la interfase resina-dentina*. Esto potencialmente debilita los enlaces resina-dentina. (Wu, y otros, 2019).

Por otro lado, cuando la superficie de la dentina se deseca en exceso, la estructura de colágeno colapsada y alterada determina una infiltración

incompleta de resina intertubular. Las interfaces se caracterizan por áreas infiltradas a lo largo de los túbulos dentinales, formando una capa híbrida muy fina que delimita una región híbrida sub-superficial infiltrada de forma incompleta, rica en colágeno y susceptible de descomposición prematura. (Gregoire, Guignes, & Nasr.2009)

Los disolventes deberían poder desplazar toda el agua atrapada dentro de la red de colágeno en la dentina, permitiendo que los monómeros se difundan completamente a lo largo de la profundidad de desmineralización de la superficie (Van Landuyt, y otros, 2014). Para optimizar este proceso, la imprimación debe estar en contacto con la dentina durante al menos 15 segundos antes del secado. (Carvalho C. , Lanza, Carvalho, & Bauer, 2019) Además, la imprimación debe ser frotada activamente en la superficie de la dentina con cepillos desechables para mejorar la interdifusión del monómero y la evaporación del solvente, ya que se espera un aumento de la entropía de la mezcla y la cinética de los restos. (Dal-Bianco, y otros, 2009)

Luego, para completar la aplicación de la imprimación, se debe aplicar un chorro de aire suave para promover la evaporación del disolvente restante. Sin embargo, la difusión de monómeros a través del colágeno hidratado disminuye la presión de vapor de agua, lo que puede dificultar su volatilización efectiva. (Van Landuyt, y otros, 2014). La presencia residual de disolventes asociados con el movimiento centrífugo del líquido dentinal dentro de las soluciones hipertónicas del monómero puede reducir la cantidad de monómero infiltrado en la red de colágeno. Esto puede aumentar la permeabilidad de la capa adhesiva y perjudicar el proceso de conversión de los monómeros, lo que conduce, en última instancia, a la formación de polímeros más frágiles y permeables (Garcia, y otros, 2010) .

En consecuencia, la capa híbrida y los Tags de Resina deberían extenderse a la misma profundidad a la que se produjo la desmineralización de la dentina como resultado de la etapa de grabado ácido. (Pashley, y otros, 2011) Sin

embargo, incluso considerando los procedimientos clínicos que previenen el grabado excesivo de ácido o el colapso de la red de colágeno, a menudo se observa una infiltración en profundidad incompleta de la dentina. (Pashley, y otros, 2011).

Esto puede estar relacionado con una interacción combinada de factores, como: la presencia de una fase amorfa superficial en la superficie de la dentina desmineralizada, la disposición paralela de las fibrillas de colágeno en relación con la superficie y la presencia de proteoglicanos altamente hidratados que forman hidrogeles en los espacios entre las fibrillas (Tribst, y otros, 2019). Estos hidrogeles actúan como filtros para las moléculas de alto peso molecular, como los dimetacrilatos (Bis-GMA), lo que permite que solo las moléculas más pequeñas como HEMA se impregnen a un nivel más profundo.

En estas condiciones, la presencia de monómeros de enlace puede estar más restringida a la parte superior de la capa híbrida y, por el contrario, su porción inferior forma una capa más hidrófila, susceptible de deterioro. (Pashley, y otros, 2011) De hecho, la presencia de una capa delgada de agua o hidrogel entre la resina de unión infiltrada y las fibrillas de colágeno, que son responsables de la formación de una red hidratada, se identificó mediante el uso de la técnica de unión húmeda o húmeda con agua (WWB). Esta red hidratada conecta los tags de resina a la base de la capa híbrida a través de las ramificaciones laterales de los túbulos de dentina y puede extenderse por todo el espesor de la capa híbrida. (Pashley, y otros, 2011) .

Por lo tanto, la presencia de hidrogeles alrededor de las fibrillas de colágeno puede ser responsable tanto de infiltración como de la separación de fases de los componentes de unión. La infiltración deficiente de los monómeros adhesivos deja una tira de la red de colágeno en la capa híbrida impregnada de forma incompleta, especialmente en las áreas más profundas, formando un área microporosa caracterizada por la presencia de huecos sub-micrométricos.

Esto lleva a la creación de capas híbridas que se comportan como membranas semipermeables que permiten movimientos de agua a través de la interfaz unida, incluso después de la polimerización del adhesivo. Invariablemente, la degradación progresiva de los polímeros y el colágeno aumenta el nivel de fugas de nanopartículas, lo que induce la presencia de interfaces más frágiles, que, a largo plazo, pueden comprometer la durabilidad de las restauraciones (Ely, y otros, 2019).

Los efectos transaccionales de los diferentes patrones de fuga de nanopartículas dan como resultado la degradación química de las interfaces adhesivas que siguen una secuencia de diferentes fenómenos, que incluyen la absorción de agua de los polímeros y la degradación hidrolítica y enzimática del colágeno no protegido por las *metaloproteinasas de matriz (MMP)* y por la cisteína. Catepsinas, particularmente catepsina K. (Van Meerbeek B. , y otros, 2011). Inicialmente, el proceso de absorción de agua conduce a un hinchamiento del polímero y a la plastificación del componente de resina que rompe las cadenas poliméricas al dividir los enlaces de éster; formando, en consecuencia, oligómeros y monómeros. (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

El deterioro continuo de la estructura del polímero a lo largo del tiempo determina un cambio en su microestructura nuclear debido a la formación de poros, por lo que se liberan productos de degradación, lo que lleva a una reducción de la masa del polímero, determinando su solubilidad (Reis,& otros, 2010). En un estudio de adhesión bajo la función oclusal (Sofan, y otros, 2017), los compuestos de resina pueden doblarse y permitir la compresión de los huecos llenos de agua en la capa híbrida degenerativa, acelerando la degeneración de la interfaz del adhesivo. (De la Macorra & Pérez-Higueras, 2014).

### 2.4.2.3. Inhibición de metaloproteinasas de Matriz (MMP)

Los investigadores han centrado la atención en diferentes moléculas capaces de inactivar o inhibir la acción de las *metaloproteinasas de matriz* (MMP), que son responsables de la solubilización del colágeno. De estas moléculas, la clorhexidina ha sido actualmente la más estudiada (Van Meerbeek B., & otros 2011), que muestran su capacidad para reducir los efectos de la degradación de la capa híbrida cuando se aplica una solución de clorhexidina al 2% durante 60 segundos sobre la dentina grabada con ácido fosfórico; antes de utilizar un sistema de unión de Grabado Total (Siqueira, Hilgemberg, Araujo, Hass, & Bandeca, 2019).

También cabe señalar que este procedimiento no interfiere con las fuerzas de unión inmediata de los sistemas de grabado y enjuague al sustrato de dentina. (Brackett, y otros, 2009) En consecuencia, junto con su importante actividad antimicrobiana, la aplicación de clorhexidina en la dentina grabada retarda la degradación de las fibrillas de colágeno expuestas, lo que condiciona una interfaz de enlace más estable a largo plazo.

La técnica de etanol-unión húmeda (EWB) se basa en humedecer la dentina desmineralizada con etanol y promover la difusión inmediata del monómero hidrofóbico en la dentina. La pregunta clave que alimentó el desarrollo de la técnica EWB fue si era posible mantener la matriz de dentina desmineralizada saturada en etanol sin que se produjera un colapso simultáneo de la fibrilla de colágeno mientras se permitía la infiltración del monómero hidrófobo. Esta posibilidad se realizó debido a la convergencia de los parámetros de solubilidad encontrados entre el sustrato (etanol y colágeno) y las soluciones de monómeros, determinando su miscibilidad.

Por eso, no es probable que ocurra una separación de fases. (Jacobucco, Pereira, & otros, 2017) También se verificó que la técnica EWB causaría una contracción del diámetro de las fibrillas de colágeno mayor que la contracción

del volumen de la matriz de colágeno, lo que resultaría en un aumento concomitante de los espacios interfibrilares y, en consecuencia, una mayor eficiencia de la infiltración monomérica (Hosaka, y otros, 2011). De hecho, algunos estudios mostraron que la técnica EWB aplicada a la dentina optimiza la tasa de infiltración monomérica, mejora el sellado de la matriz de colágeno, reduce la permeabilidad de la capa de unión polimerizada y minimiza la absorción de agua por los polímeros que forman interfaces de unión más estables y menos permeables a lo largo del tiempo (Sauro, Watson, Mannocci, & Miyake, 2010).

A pesar de esto, la técnica EWB no se puede optimizar en un tiempo clínico útil, ya que se requieren concentraciones crecientes de etanol aplicadas durante largos períodos para garantizar una deshidratación adecuada de la dentina (Pashley, y otros 2019). Debido a esto, se presentaron algunos protocolos simplificados utilizando una secuencia de dos concentraciones o solo una solución única de etanol absoluto para llevar a cabo el proceso. (Fron Chabouis, y otros, 2017). No obstante, ningún estudio clínico ha confirmado la superioridad de la técnica EWB en comparación con la técnica WWB . (Araujo, y otros, 2013)

#### **2.4.3. SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES Y LA ADHESIÓN**

El grabado con ácido fosfórico elimina la capa de Smear Layer o Barrillo dentinario en el sustrato dentina, esto permite tener la entrada de los túbulos despejada pero la superficie intertubular e intra tubular lisa. En el sustrato del esmalte crea un área porosa con mayor energía superficial y humectabilidad (Pashley DH, 2010); esto permite la dispersión de resina fluida en las microporosidades de esmalte por atracción capilar, formando macro y micro tags de resina después de la polimerización. (Perdigao, Lopez, & Gomez, 2008)



Los Macro-tags de resina llenan los espacios alrededor de los prismas de esmalte, mientras que las innumerables extensiones de micro-tags de resina cubren cada cristal de hidroxiapatita individualmente. Los microtags son los principales contribuyentes para la adhesión del esmalte, ya que son numerosos y proporcionan una amplia superficie para la adhesión. (Hashimoto, Hirose, Kitagawa, Yamaguchi, & Imazato, 2018). La estructura y la composición del esmalte son relativamente homogéneas, independientemente de la profundidad y la ubicación, por lo que se considera un sustrato estático, predecible con respecto a los procedimientos adhesivos. (Van Meerbeek B. , & otros, 2011).

El grabado de las superficies de dentina con ácido fosfórico lleva a una eliminación completa de la capa de smear layer y desmineraliza la dentina intertubular de 3 a 5  $\mu\text{m}$  de profundidad, dejando una malla microporosa tridimensional de fibrillas de colágeno expuestas, carentes de hidroxiapatita, dispuestas al azar. También elimina los tapones de smear layer, disuelve la dentina peritubular y abre los túbulos de la dentina, que adquieren una forma de embudo, mostrando las fibrillas de colágeno dispuestas en círculos en las paredes del túbulo. La desmineralización intratubular puede exceder la profundidad de la dentina intertubular que alcanza 6–7  $\mu\text{m}$  de profundidad. En consecuencia, a medida que disminuye la distancia entre los túbulos, se espera una desmineralización más profunda de la dentina. (Ma, Cai, Zhan, & Wu, 2009)

Después del grabado de la dentina, prácticamente todo el contenido mineral (50% en volumen) de la superficie y la sub-superficie se solubiliza, se elimina y se reemplaza por agua. La adición de esta agua al volumen de agua que originalmente forma parte de este tejido dental (20% en volumen) da como resultado un total de 70% en volumen de agua que se dispersa alrededor del 30% en volumen de las fibrillas de colágeno que quedan ancladas a la dentina mineralizada subyacente; dejando una plataforma de colágeno suspendida en agua. (Pashley, y otros, 2011). El colágeno expuesto actúa como una malla con porosidades de tamaño nanométrico de aproximadamente 10–40 nm, que

deberían retener mecánicamente la resina fluida tras la polimerización in situ. (Pashley, y otros, 2019).

De hecho, la dentina desmineralizada se convierte en un sustrato altamente hidrófilo de difícil manipulación clínica con respecto a los procedimientos adhesivos, ya que estos materiales son extremadamente sensibles a la presencia de agua. (Malacarne-Zanon, y otros, 2010). Para los sistemas adhesivos de grabado y enjuague, uno de los pasos más delicados se relaciona precisamente con el grabado ácido, el enjuague y la fase de secado. (Gregoire, Guignes, & otros, 2009) Después de enjuagar el ácido, los procedimientos para secar el diente deben permitir un bajo nivel de humedad en el esmalte mientras se mantiene la dentina hidratada para optimizar el proceso de adhesión.

La deshidratación de la dentina desmineralizada provoca el colapso de la malla de colágeno expuesta, reduciendo los espacios entre las fibrillas de colágeno lo impide que actúen como canales a través de los cuales los monómeros penetran y se propagan. (Pashley, y otros, 2019).

#### **2.4.4. SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABANTES Y LA ADHESIÓN**

A principios de la década de 1990, el desarrollo de adhesivos de autograbado que contenían imprimadores ácidos como promotores de monómeros para la unión directa a la capa de smear layer cubierta con esmalte y dentina introdujo una nueva tecnología de unión dental (Van Meerbeek B. , y otros, 2011). Estos sistemas no requieren una etapa de grabado por separado, ya que los monómeros ácidos graban y realizan imprimación simultáneamente al sustrato dental. Por lo tanto, todos los subproductos derivados del proceso de desmineralización y de la capa de smear layer disueltos se incorporan a la interfaz de unión. (Van Landuyt, y otros, 2014)

Los adhesivos de autograbado simplificaron el protocolo de unión ya que requieren menos pasos operativos y exhiben una sensibilidad técnica reducida, ya que el nivel de humedad del sustrato ya no es un problema crítico del procedimiento de unión. (Gregoire, & otros 2009) Además, como no eliminan completamente la capa de smear layer, se evita la rehidratación inmediata de la superficie secundaria al movimiento del líquido dentinal y es probable que se produzca una sensibilidad postoperatoria reducida (Tay, y otros, 2012). Otra ventaja significativa de estos sistemas se basa en el hecho de que los fenómenos de desmineralización e infiltración se producen simultáneamente y a la misma profundidad, lo que garantiza, teóricamente, una penetración completa del adhesivo sin dejar áreas desmineralizadas sub-infiltradas. (Van Meerbeek B., & otros 2011).

Sin embargo, se ha identificado áreas micro-porosas dentro de la capa híbrida, rechazando la suposición de la infiltración completa de la resina adhesiva. (Van Landuyt, y otros, 2014). Los componentes de los sistemas adhesivos de autograbado son únicos, con altas concentraciones de agua. Básicamente están formados por mezclas acuosas de monómeros funcionales ácidos; los denominados “Primers de autograbado automático”, generalmente ésteres de ácido fosfórico o ácido carboxílico con un pH más alto que el del ácido fosfórico utilizado en los sistemas de enlace de grabado y enjuague.

El agua actúa como un medio ionizante para la disociación de protones ácidos y la disolución de los iones de calcio, promoviendo el proceso de grabado, al tiempo que previene, simultáneamente, el colapso de las fibrillas de colágeno desmineralizado. (Gregoire, & otros. 2009) Otros monómeros hidrófilos funcionales y monómeros de reticulación hidrófobos también están presentes en su formulación (Van Meerbeek B. , y otros, 2011). Los co-disolventes, como el etanol o la acetona, se agregan frecuentemente para formar una mezcla azeotrópica con agua con el fin de promover la solvatación de los restos hidrófobos y asegurar el adelgazamiento, la propagación y la humectabilidad de la dentina (Dieng-Sarr, Sharrock, Dabsie, & Gregoire, 2011)

HEMA es un monómero frecuentemente agregado, soluble en agua, de bajo peso molecular que mejora la miscibilidad y la solubilidad de los componentes adhesivos polares y no polares. Además, estabiliza la red de fibrillas de colágeno, mejorando la permeabilidad dentinal, la humectabilidad y la difusión de monómeros (Moszner, & otros 2011). Sin embargo, la presencia de HEMA aumenta aún más la naturaleza hidrófila de los adhesivos de autograbado, lo que fomenta la captación de agua en la dentina subyacente gracias a un proceso dependiente del tiempo osmótico, que induce la presencia de gotas de agua en la superficie de la capa adhesiva que se comporta como una membrana semipermeable (Gregoire., & otros.,2009).

Esas gotas pueden reducir la tasa de conversión del monómero, debilitando la resistencia mecánica del adhesivo y poniendo en peligro la durabilidad de la unión (EÖ, 2019). Por lo tanto, para adhesivos ricos en HEMA, se debe realizar un curado a la luz inmediato del material compuesto de revestimiento tan pronto como sea posible antes de que surjan gotas de agua en la superficie del adhesivo. Se demostró que el curado retardado influyó negativamente en la resistencia de la unión. (Tribst, y otros, 2019; Tay, y otros, 2012) También se desarrollaron adhesivos de autograbado libres de HEMA. Sin embargo, se ha detectado otro problema relacionado con un proceso de separación de fases.

Una vez que el etanol / acetona comienza a evaporarse, se rompe el equilibrio monómero-disolvente, separando el agua de los otros componentes adhesivos. Esto es particularmente más crítico en los adhesivos a base de acetona, ya que la acetona se volatiliza más rápido y es probable que ocurran cambios severos en la relación agua / acetona. (Memarpour, Shafiei, Razmjouei, & Soltani, 2018) (Hashimoto, Hirose, Kitagawa, Yamaguchi, & Imazato, 2018). Esto puede comprometer la resistencia de la unión y aumentar la susceptibilidad a la degradación intersticial. (VAN MEERBEEK B, 2011)

Por lo tanto, un paso muy fuerte de secado al aire es altamente recomendado para este tipo de adhesivos para expulsar las gotitas, dejando solo una capa

delgada de resina adherente. Este procedimiento parece efectivo en superficies planas, pero la eliminación de estas gotas en las geometrías de cavidades más complejas puede resultar más difícil. (Van Meerbeek B. , y otros, 2011). Los sistemas de unión de autograbado se clasifican como: adhesivos de dos pasos y de un solo paso.

Los sistemas de autograbado en dos pasos se basan en la aplicación separada de una imprimación hidrofílica autograbadora seguida de una resina de unión hidrofóbica.

Los sistemas de autograbado en un solo paso pueden subdividirse en adhesivos de uno o dos componentes. En los sistemas de dos componentes, los monómeros funcionales están separados del agua, lo que aumenta la vida útil del adhesivo y la estabilidad hidrolítica, pero la mezcla adicional y adecuada de ambos componentes es obligatoria antes de la aplicación clínica.

Los sistemas de un solo componente, también conocidos como adhesivos todo en uno, combinan todos los componentes relacionados con las funciones ácidas, de imprimación y de unión en una sola botella (Van Meerbeek B, & otros, 2011). Este último grupo de adhesivos de un solo paso exhibe una mezcla compleja de componentes hidrófilos e hidrófobos que explica las principales deficiencias del protocolo de adhesión. (Van Landuyt, y otros, 2014)

La gran variabilidad reportada para el rendimiento de diferentes sistemas adhesivos de autograbado puede atribuirse a varias características relacionadas con su composición y, en particular, a algunas propiedades de los monómeros funcionales con respecto a su acidez, estabilidad hidrolítica y capacidad de interacción química. (Chen, y otros, 2017) La composición y concentración de los monómeros de resina ácida establecen diferencias en la acidez y agresividad de los sistemas de autograbado y determinan su efecto sobre la disolución de la capa de smear layer y la capacidad de

desmineralización en el esmalte y la dentina. (Van Meerbeek B. , y otros, 2011).

La agresividad depende del pH de la solución y los sistemas de autograbado se pueden clasificar de acuerdo con su pH en: ultra suave ( $\text{pH} > 2.5$ ), leve ( $\text{pH} = 2$ ), fuerte ( $\text{pH}$  entre 1 y 2) y extra fuerte ( $\text{pH} \leq 1$ ). A medida que los monómeros ácidos se difunden en profundidad, son amortiguados gradualmente por el contenido mineral de los sustratos dentales, perdiendo progresivamente su capacidad de grabado. (Van Meerbeek B. , y otros, 2011)

Al igual que los sistemas de grabado y enjuague, todos los adhesivos de autograbado garantizan las tres etapas principales de adhesión: *grabado*, *imprimación* y *unión*, asegurando el enclavamiento micromecánico de los monómeros de resina en la polimerización y la consiguiente hibridación del tejido. Además, algunos monómeros funcionales evidencian un potencial de interacción química adicional con la hidroxiapatita de calcio, que parece mejorar la durabilidad del enlace. (Van Meerbeek B. , y otros, 2011).

De hecho, los monómeros ácidos funcionales como 10-MDP, fenil-P o 4-META son capaces de establecer enlaces iónicos entre sus grupos funcionales: el fosfato, grupo fosfónico o carboxílico y calcio de hidroxiapatita. Aunque las moléculas de fenil-P, 4-META y ácido fosfórico interactúan fuertemente con el calcio, la inestabilidad del compuesto de fosfato de calcio / carboxilato formado implica un despegue inmediato, lo que resulta en un efecto de descalcificación de moderado a severo.

Por el contrario, el 10-MDP forma una sal estable de fosfato de calcio junto con una desmineralización superficial de la superficie. (Okazaki, Yoshida, Egoshi, Takase, & Murata, 2019). Las características intersticiales ultra-morfológicas producidas por los sistemas de autograbado dependen tanto de su agresividad ácida como de su formulación.

En general, los sistemas fuertes de autograbado con un pH más ácido, igual o inferior a 1, se asocian con una alta profundidad de desmineralización, que generalmente se aproxima al del ácido fosfórico. A nivel de la dentina, se puede encontrar una malla de colágeno prácticamente desprovista de hidroxiapatita. Después del enclavamiento del adhesivo por acción micromecánica, se produce una capa híbrida de 2–5  $\mu\text{m}$  de espesor junto con los tags de resina, cuyas características ultra-morfológicas son muy similares a las que ofrecen los sistemas de grabado y enjuague.

La acción de desmineralización de los sistemas de autograbado intensamente fuertes, con un pH que oscila entre 1 y 2, permite la identificación de dos zonas:

- Zona Superficial: con desmineralización completa de la dentina y
- Zona Basal: parcialmente desmineralizada; retiene algo de contenido mineral o de hidroxiapatita con la capacidad de formar enlaces químicos con monómeros funcionales.

Los sistemas de adhesivo de autograbado suave y ultra suave, con un pH superior a 2, desmineralizan la dentina solo parcial y superficialmente, dejando parte de la capa de smear layer y sus tapones intactos y una cantidad sustancial de cristales de hidroxiapatita alrededor de las fibrillas de colágeno, manteniéndolos encapsulados y protegidos.

Aun así, su profundidad de desmineralización de 0,2 a 1  $\mu\text{m}$  crea una superficie de dentina microporosa capaz de retener micromecánicamente los adhesivos a través de un proceso de hibridación. Sin embargo, las zonas híbridas resultantes muestran espesores mucho más bajos que los que se obtienen con sistemas de autograbado o enjuague extra fuerte y fuerte. (Van Meerbeek B, 2011) Por otro lado, la hidroxiapatita dentro de la capa híbrida actúa como un receptor para el proceso de adhesión química adicional (Yoshihara K, 2010).

Uno de los mayores desafíos de usar sistemas de autograbado se relaciona con su efectividad en la adhesión simultánea al esmalte y la dentina. En

general, los sistemas auto-acondicionantes más ácidos tienen la capacidad de disolver completamente la capa de smear layer y su profundidad de desmineralización en el esmalte es similar a la del ácido fosfórico.

En cambio, a medida que disminuye el grado de acidez de los sistemas, las características morfológicas en las superficies del esmalte se vuelven más bajas, lo que proporciona patrones de grabado del esmalte menos homogéneos, especialmente con sistemas leves y ultra suaves. (Vinagre & Ramos, 2016)

Además, en las interfaces de esmalte-resina los sistemas menos ácidos forman capas híbridas más delgadas y relativamente no uniformes con extensiones de resina interprismáticas escasas y mal definidas, en comparación con sistemas más ácidos. (Vinagre & Ramos, 2016) Debido a que el esmalte contiene una fracción mineral alta y cristales de hidroxiapatita más grandes que la dentina, es posible que más iones de hidrógeno liberados del adhesivo sean neutralizados por el esmalte. (Mine, y otros, 2010). Diferentes estudios informaron la impredecibilidad del rendimiento de los adhesivos de autograbado en el esmalte intacto, presentando evidencia de que la preparación mecánica previa mediante grabado ácido en el esmalte puede potenciar la capacidad de adhesión de estos sistemas. (Ely, y otros, 2019)

Además, el uso de un enfoque de grabado del esmalte selectivo con ácido fosfórico en el esmalte intacto aumenta el potencial de adhesión del esmalte de estos sistemas. (Luhrs AK, 2008; Jacker-Guhr, y otros, 2016)

Con el fin de aumentar la acidez de las soluciones adhesivas, se incrementa el contenido de monómeros ácidos y agua, lo que hace que los sistemas de autograbado sean más fuertes con mayor hidrofiliidad, conduciendo a una mayor absorción de agua y, en consecuencia, a una menor estabilidad hidrolítica (Reis, & otros 2010).



Para muchos de estos sistemas, también se ha identificado la expresión de fugas de nanopartículas en la base de la capa híbrida, por lo que la dentina mineralizada que se encuentra debajo de la capa híbrida sufre cambios estructurales secundarios al procedimiento del adhesivo, que se vuelven lo suficientemente porosos como para retener el agua, debido a la progresiva amortiguación de monómeros ácidos por el sustrato, que pierde gradualmente su capacidad de grabado (Carvalho C., & otros, 2019), dando como resultado una desmineralización cada vez más irregular y dispersa en profundidad, creando espacios interfibrilares abiertos más pequeños en este nivel.

Estos espacios pueden contener subproductos de la disolución, como las sales de calcio hidrolíticamente inestables, (Van Landuyt, y otros, 2014) que actúan como cribas moleculares, evitando la infiltración de monómeros de resinas de mayor peso molecular y haciendo que las áreas profundas sean más hidrófilas. (Carvalho C., & otros, 2019) Además, la acumulación de monómeros ácidos no polimerizados en esta área debido a la presencia de agua (ya sea del sustrato de la dentina o del propio sistema adhesivo) puede resultar en su hidrólisis, formando subproductos de reacción ácida, que pueden desempeñar un rol principal en la siguiente desmineralización de la dentina una vez formada la capa híbrida. (Alex, 2015)

Similar a los sistemas adhesivos de grabado y enjuague, para sistemas de autograbado, la literatura también favorece a los sistemas que aplican una resina adhesiva hidrófoba como un paso individualizado, es decir, sistemas de autograbado de dos pasos. Sin embargo, los sistemas de grabado total reportan diversos grados de eficacia, principalmente debido a su diferente nivel de acidez y la hidrofilia. Aun así, la aplicación de una resina adhesiva hidrófoba en un paso independiente generalmente se asocia con mayores resistencias de unión e interfaces hidrolíticamente más estables que los sistemas más simples que contienen una mezcla de componentes tanto hidrófobos como hidrófilos (Reis,. & otros, 2010).

De hecho, los sistemas de adhesivo de autograbado de un solo paso crean películas adhesivas más delgadas, por lo que su aplicación en dos o más capas o que emplean una aplicación de un solo paso adicional de una resina hidrófoba mejora su rendimiento en relación con la resistencia de la unión y la estabilidad de la interfaz. (Brackett, y otros, 2009) El modo de aplicación de los sistemas auto- acondicionantes en sustratos dentales también puede influir en su rendimiento. Estudios muestran que la aplicación activa de los imprimadores del sistema de autograbado ácido puede mejorar la adhesión a la dentina y el esmalte al mejorar la profundidad de la desmineralización, la infiltración y la interacción química, ya que promueve un contacto más efectivo de los monómeros en la superficie (Torres, y otros, 2009).

Aunque la clasificación de los adhesivos por categorías con respecto a su aplicación clínica es conveniente y aceptada internacionalmente, el comportamiento del adhesivo depende mucho más de su composición y especificidad de monómero funcional que de la categoría a la que pertenecen (Van Landuyt, y otros, 2014). De hecho, la optimización de la unión de la dentina con los sistemas adhesivos de autograbado se asocia con la presencia del monómero 10-MDP. Esta molécula se ha convertido en el monómero funcional ácido más prometedor para la unión, ya que establece fácil e intensamente un enlace iónico con hidroxiapatita de calcio y forma una estructura regular de nano capas en la superficie de la dentina, dentro de la cual se depositan las sales de calcio.

La potencialidad de interactuar químicamente con la hidroxiapatita intersticial es preponderante para lograr la durabilidad del enlace. El monómero 10-MDP fue sintetizado y patentado originalmente por Kuraray (Osaka, Japón). El buen resultado clínico e in vitro de los sistemas de autograbado en dos etapas que contienen 10-MDP, a saber, el Clearfil SE Bond y el Clearfil Protect Bond, ambos desarrollados por Kuraray, puede atribuirse en parte a la intensa adhesión química establecida con el tejido dental (Van Meerbeek B. , y otros,

2011). Además, una zona resistente a ácido-base se formó debajo de la capa híbrida después de que se informara el desafío ácido-base.

Los cristalitas densamente empacados sugieren que en esta área puede tener lugar una reacción química hipotética de hidroxiapatita y 10-MDP, lo que aumenta la resistencia contra la desmineralización del ataque ácido, teniendo una gran importancia en la prevención de caries secundarias. (Inoue, Nikaido, Foxton, & Tagami, 2009).

#### **2.4.5. Sistemas adhesivos universales y la adhesión.**

Está claro que la tendencia en la tecnología de adhesivos es simplificar los procedimientos de unión reduciendo los pasos de aplicación, acortando el tiempo de aplicación clínica y mejorando la estandarización. (Marchesi, y otros, 2013). Se han introducido recientemente sistemas adhesivos universales o "multimodo" que se pueden aplicar con el modo de grabado y enjuague o con el modo de autograbado. Esta capacidad de enfoque múltiple permite aplicar un adhesivo con la llamada técnica de grabado selectivo del esmalte, que combina las ventajas de una técnica de grabado y enjuague sobre el esmalte con un enfoque de autograbado simplificado en la dentina (Perdigao, y otros, 2013).

La mayoría de los adhesivos universales están diseñados bajo el concepto de "todo en uno" de los adhesivos de autograbado existentes en un solo paso, por lo que requieren agua en su formulación para ionizar monómeros ácidos hidrofílicos. En cuanto a la capacidad de grabado, la mayoría de los adhesivos universales presentan un perfil "suave" o "extra suave". (Alex, 2015) Se ha demostrado que los adhesivos dentro de este rango de pH pueden ser efectivos para unir la dentina. Sin embargo, existe una gran preocupación por su comportamiento cuando se unen al esmalte. Muy a menudo, los ésteres de fosfato son su principal monómero funcional. Debido al alto rendimiento informado del monómero 10-MDP, esta molécula específica se ha incorporado en una amplia gama de adhesivos de esta clase.

La molécula 10-MDP es un monómero funcional antifílico con una larga cadena de carbono, lo que la hace bastante hidrófoba. Además, las sales de calcio-MDP estables depositadas en nanolayers auto ensamblados en las superficies de la dentina ayudan a explicar su alta estabilidad de adhesión. (Yoshihara K, 2010)

En la actualidad, existe poca literatura que informe sobre la eficacia clínica de los adhesivos universales con seguimientos a corto plazo. Los estudios in vitro indican que estos adhesivos muestran un rendimiento adhesivo similar en la dentina, independientemente de su modo de aplicación: grabado y enjuague o autograbado. Sin embargo, cuando se realiza el modo de autograbado, una interacción más superficial puede reducir el riesgo de sensibilidad postoperatoria y retrasar el inevitable fenómeno de degradación, ya que es probable que se produzca una interacción química. (Rosa, Piva, & Silva, 2015) Con respecto al sustrato del esmalte, la literatura sugiere que el grabado selectivo previo a la aplicación de un adhesivo universal suave es una estrategia recomendable para optimizar la unión. Sin embargo, el uso clínico del ácido fosfórico solo en los márgenes del esmalte sin alcanzar accidentalmente la dentina es un reto, especialmente si se usan grabadores de baja viscosidad. (Cardenas, y otros, 2016)

Después de todo, la mayor versatilidad de los adhesivos universales no ha seguido los avances tecnológicos, lo que podría ayudar a superar los defectos asociados con las generaciones anteriores de adhesivos. Actualmente, todavía faltan adhesivos con comportamientos bioactivos efectivos. (Chen, y otros, 2015).

De hecho, una mayor cantidad de disolventes y monómeros hidrófilos en esas formulaciones adhesivas conduce a un mayor número de disolventes residuales que quedan atrapados en la capa adhesiva, lo que puede reducir las resistencias de adhesión de la dentina y aumentar la permeabilidad de la capa adhesiva después de la polimerización, reduciendo estabilidad en el tiempo.

(Munoz, y otros, 2013) Por lo tanto, también se están evaluando los adhesivos de autograbado en una etapa, al igual que varias técnicas de aplicación modificadas para superar estos problemas, como extender el tiempo de evaporación del solvente, aplicar activamente los adhesivos con tiempos extendidos sobre el esmalte y colocar un recubrimiento de resina hidrófoba adicional para optimizar la unión (Zhongjun, y otros, 2018).

## 2.5. Tejido dentario y la adhesión

La adhesión en los tejidos duros del diente presenta una nueva era en la odontología; reflejando la capacidad de una sustancia para adherirse a otra usando diferentes procesos, que pueden ser mecánicos, físicos y / o químicos. Los sustratos más frecuentemente usados para adherencia en odontología restauradora son el esmalte y la dentina. Estos sustratos mineralizados presentan distinta morfología y composición. (Vinagre & Ramos, 2016). Con los sistemas adhesivos mejoran las resistencias intersticiales que apuntan a mantener los sustratos sólidos orgánicos (esmalte y dentina) unidos estrechamente a los materiales restauradores, como las resinas compuestas. (Marshall, Bayne, Baier, Tomsia, & Marshall, 2010)

Piemjai, Özcan, Garcia-Godoy, & Nakabayashi,(2016) demostraron que las resinas también podrían infiltrarse en la dentina grabada con ácido fosfórico, formando una capa estructural superficial compuesta de una matriz orgánica de dentina desmineralizada infiltrada con monómeros resinosos, lo que llamaron una *capa híbrida*, una nueva perspectiva del enlace de la dentina (Piemjai & Chantarawej, Prognosis test by visualization of demineralized dentin under restorations to prevent initial wall-lesions initiated by lactic acid., 2017). Más tarde, Van Meerbeek B. , y otros,( 2011) describió esta estructura en detalle utilizando microscopía electrónica de barrido (SEM) y microscopía electrónica de transmisión (TEM) y la llamó *la zona de interdifusión resina-dentina*.

### **2.5.1. Esmalte**

Independientemente de la profundidad o del lugar donde se ubique, el esmalte tiene una estructura cristalina, homogénea, formada principalmente por hidroxiapatita (HAp) (96% en peso / 86% vol. HAp; 3% en peso / 12% en volumen de agua; 1% en peso / 2% en volumen orgánico matriz) (Nanci, 2013). Por esta razón, se considera que el esmalte es un sustrato relativamente estático y predecible con respecto a los procedimientos de adhesivo.

### **2.5.2. Dentina**

Es un sustrato orgánico vital, inherentemente hidratado y heterogéneo (70% en peso / 50% vol Hidroxiapatita; 12% peso / 20% vol agua; 18% peso / 30% vol matriz orgánica: colágeno de tipo I) (Nanci, 2013), lo que hace que los procedimientos de adhesivo sean más complejos en comparación con el esmalte, dependiendo principalmente de su composición química, su nivel de humedad y la variación morfológica regional (Van Landuyt, y otros, 2014). Por otro lado, la dentina sufre cambios morfológicos y biomecánicos relacionados con procesos fisiológicos y patológicos que involucran alteraciones en su estructura cristalina y tubular, lo que causa cambios en su permeabilidad y en su perfil de adhesión interfacial. (Pashley DH, 2010).

### **2.5.3. Capa de smear layer o barrillo dentinario**

La evolución de los materiales adhesivos en la actualidad impulsó un cambio en el concepto de la preparación de las cavidades dentinarias, convirtiéndose en intervenciones mínimamente invasivas junto con la preservación máxima de la estructura dental sana (Dalli, Colak, & Mustafa Hamidi, 2012). La instrumentación rotatoria o manual de los tejidos duros produce residuos orgánicos e inorgánicos en su superficie, formando la llamada capa de Smear layer o Barrillo Dentinario en el esmalte. (Mine, y otros, 2010).

En la dentina, la capa de Smear Layer es una capa adherente de residuos de 1 a 2  $\mu\text{m}$  compuesta por agregados triturados de hidroxiapatita, colágeno fragmentado y desnaturalizado, bacterias y sus derivados. Dichos residuos obstruyen los orificios de los túbulos de la dentina, identificados como tapones, que pueden extenderse dentro del túbulo hasta una profundidad de 1–10  $\mu\text{m}$ . En un estudio (Pashley DH, 2010) atribuyó dos características al Smear Layer:

Primero; la capa de smear layer actúa como un protector natural de la cavidad al eliminar los túbulos de la dentina y reducir la permeabilidad de la dentina.

Segundo; presenta un obstáculo para la difusión en profundidad de los monómeros y dificulta la unión efectiva de las resinas a los sustratos.

## **2.6. Contacto entre sustrato dentario y adhesivo:**

El contacto establecido entre el sustrato (esmalte o dentina) y el adhesivo depende del nivel de humectabilidad superficial del sustrato por el adhesivo, que se caracteriza por el ángulo de contacto formado cuando una gota de adhesivo se dispersa en la superficie del sustrato. Cuanto menor sea el ángulo, mayor es la humectabilidad del adhesivo. Por lo tanto, para que el ángulo de contacto se acerque lo más posible a un grado cero (lo que determina su propagación espontánea), la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía superficial del sustrato, lo que garantiza un mayor nivel de humectabilidad entre ambos componentes. (Takamizawa, y otros, 2018).

Los compuestos con altos niveles de superficie incluyen estructuras de cristal muy duras con fuertes fuerzas intermoleculares, como es el caso del esmalte. A la inversa, la presencia de un material orgánico, como colágeno, componentes de saliva o resinas orgánicas, proporciona menos energía superficial a su estructura, similar a la dentina. (Nagarkar, Theis-Mahon, & Perdigão, 2019) Por lo tanto, según estos conceptos, se puede entender que la

humectabilidad del adhesivo es potencialmente más fácil con el esmalte en comparación con la dentina.

## **2.7. Parámetros que afectan la adhesión al tejido dentario**

### **2.7.1. Cambios de la estructura dentinaria**

La dentina un sustrato que cambia continuamente tanto por factores fisiológicos como patológicos. Debido a esto la dentina que se seca al contacto con el aire es diferente a aquella que no se encuentra en contacto con el aire. Durante el envejecimiento, la estructura dentinaria presenta un desgaste fisiológico o patológico (esclerosis); por estas y muchas alteraciones en la morfología de la dentina, la misma puede ser menos tolerante a los diferentes tratamientos y sistemas adhesivos. (Lacaze, y otros, 2012).

### **2.7.2. Capa de desecho dentinario o Smear Layer**

La capa de desecho dentinario, barrido dentinario o smear layer se riega sobre la dentina cuando esta es instrumentada (Lacaze, y otros, 2012). Esta capa está conformada por Hidroxiapatita en polvo y colágeno estructuralmente modificado, junto con bacterias, saliva entre otros desechos de la superficie labrada. El barrido dentinario cumple un papel importante al momento de escoger el sistema adhesivo ya que dependiendo de un tipo u otro recibe un tratamiento distinto para aumentar la adhesión de la dentina.

### **2.7.3. Humedad**

Tanto la humedad como la permeabilidad de la dentina depende: del diámetro y la longitud de los túbulos dentinarios, del grado de viscosidad del fluido de la dentina, del tamaño de las partículas que se encuentran en este fluido, del gradiente de presión, entre otras.



Cuando la permeabilidad de la dentina es elevada, las bacterias ingresan fácilmente a los túbulos dentinarios, logrando ingresar hasta la pulpa en ausencia de un sellado hermético.

Al remover el barrido dentinario, queda como resultado una superficie húmeda para la adhesión, afectando esta acción ya que el agua compite más efectivamente que el adhesivo para hidrolizarse. (Lacaze, y otros, 2012). Entonces, a mayor humedad en la dentina menor adhesión de la misma.

#### **2.7.4. Humectación del adhesivo**

El contacto entre el esmalte y la dentina a nivel molecular, constituye un factor indispensable para poder desarrollar adhesiones fuertes, queriendo decir que el sistema adhesivo está en la obligación de humectar adecuadamente a la superficie dura de la dentina; mantener una viscosidad baja para permitir la entrada a través de las microporosidades; poder movilizar agua y aire durante la adhesión. (Lacaze, y otros, 2012).

#### **2.7.5. Contracción de Polimerización de resinas**

Durante la polimerización, la fuerza tensional que se genera afecta la unión diente – resina, pudiendo provocar micro- tracciones, así como también alteraciones y rupturas en esta unión.

Tanto la polimerización como la contracción de la restauración dependen de: el grado de elasticidad, capacidad deformante de la resina, uso de bases, el sistema de fotoactivación, y otros más. (Carvalho C., & otros, 2019)

#### **2.7.6. Biocompatibilidad**

La entrada de moléculas de resina a la cavidad pulpar a través de los túbulos dentinarios, conlleva un grado de citotoxicidad aunque sean en baja concentración (Lacaze, y otros, 2012).

Las resinas compuestas, curadas completa o parcialmente, causan baja irritación cuando las cavidades pulpares son selladas, evitando ingreso de microorganismos desde la cavidad bucal.

Al perder la adhesión, las fuerzas mecánicas y térmicas en la restauración, bombean el fluido de la brecha entre diente y resina, facilitando el ingreso de irritantes y toxinas de microorganismos dentro de los túbulos.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1. Objetivo General.**

- Demostrar la resistencia a la tracción de 3 distintos sistemas adhesivos combinados con un cemento resinoso dual en restauraciones indirectas a base de resina compuesta.

#### **3.4. Objetivos Específicos:**

- Comparar el efecto de los 3 sistemas adhesivos y su resistencia a la tracción del agente cementante dual en restauraciones indirectas a base de resina compuesta.
- Evaluar los diferentes tipos de fallo que se producen en la microtracción de la unión resina- diente, usando los tres sistemas adhesivos aplicados en este estudio.

#### **4. HIPÓTESIS**

El acondicionamiento a través del sistema adhesivo convencional, autograbante y dual presentan diferencias en la resistencia a la tracción en las restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con cemento dual convencional

## 5. MATERIALES Y MÉTODOS

### 5.1. Tipo de estudio:

Se planificó una investigación de tipo experimental donde se trataron intencionalmente las variables para estudiar los efectos que se alcanzaron posteriormente.

In vitro: se llevó a cabo con piezas dentales humanas extraídas por indicación ortodóntica, las mismas que fueron hidratadas y mantenidas en frascos de vidrio con un sellado hermético mediante una tapa, con suero fisiológico a temperatura ambiente, hasta la preparación de los especímenes para el experimento.

Prospectivo: Todos los datos de la investigación se registraron continuamente durante las distintas fases del experimento.

Transversal: Se efectuó un solo control de los cambios que se originaron en una de las variables.

Comparativo: Se comparó los resultados de los tres grupos durante la investigación.

### 5.2. Universo de la muestra

Es una muestra no probabilística por conveniencia, la elección de elementos no depende de la probabilidad sino de características de la investigación. Se emplearon 45 premolares humanos, sanos, extraídos; en los que se colocaron 45 cilindros de resina compuesta (GRANDIO, VOCO) cementadas con un agente cementante resinoso de tipo dual (BIFIX QM VOCO), con tres distintos

sistemas adhesivos. Se dividieron aleatoriamente en tres grupos de 15 piezas dentarias cada uno:

- Un grupo correspondiente al Sistema Adhesivo autograbante- de un paso, (BONDFIX VOCO).
- Otro grupo correspondiente al Sistema Adhesivo de tipo Dual (Dual Futurabond DC).
- Un grupo correspondiente al Sistema Adhesivo Convencional, 2 pasos: (Solobond M/ Vococid).

En el cuadro 5 se resumen los materiales utilizados en el estudio, sus componentes y forma de aplicación

**Tabla 5.**

*Materiales, composición, características y modo de aplicación de los materiales utilizados en el estudio.*

SISTEMA ADHESIVO	MATERIAL DEL FABRICANTE Y LOTE	COMPONENTES PRINCIPALES	MODO DE APLICACIÓN
<b>Grupo 1: Sistema Adhesivo Auto- gravante (un paso)</b>	BONDFIX (VOCO, Alemania) #041243 (1-step/1-bottle, self-etch adhesive).	<b>Vehículo:</b> Etanol. <b>Adhesivo:</b> Monómero adhesivo ácido Metacrilato de 2 - hidroxiethyl Urethanedimethacrilato.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicar adhesivo por 10 segundos.</li> <li>• Aireación ligera por 5 segundos.</li> <li>• Fotocurado por 10 segundos.</li> </ul>
<b>Grupo 2: Sistema Adhesivo Dual</b>	FUTURABOND DC (VOCO, Alemania) (1-step/2-bottles, self-etch adhesive).	<b>Líquido 1:</b> monómero adhesivo ácido, BIS GMA, metacrilato de 2 – hidroxiethyl <b>Líquido 2:</b> etanol, iniciador.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicación de adhesivo por 20 segundos.</li> <li>• Aireación ligera por lo menos 5 segundos.</li> <li>• Fotocurado por 10 segundos.</li> </ul>

<b>Grupo 3: Sistema Adhesivo de Grabado Total (2 pasos)</b>	VOCOCID/SOLOBOND M (VOCO, Alemania) (2-step. Etch and rinse adhesive)	<b>Acondicionador:</b> 35% de ácido fosfórico (en gel)  <b>Adhesivo:</b> Propanona, BIS GMA, metacrilato de 2 – hidroxi-etilo, monómero adhesivo ácido, catalizador	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicar 35% de ácido fosfórico por 15 segundos.</li> <li>• Lavado y enjuague con agua por 15 segundos.</li> <li>• Aireado de áreas acondicionadas.</li> <li>• Aplicación de adhesivo y dejar la superficie húmeda por 20 segundos.</li> <li>• Aireado ligero por al menos 5 segundos.</li> <li>• Fotocurado por 10 segundos.</li> <li>• Aplicación de una segunda capa de adhesivo de manera similar</li> </ul>
-------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Tomado de Ramos & cols (2016). Adhesive Interface and microtensile bond strenght evaluation of four adhesive systems to primary dentin.

### 5.3. Criterios de inclusión y exclusión:

#### 5.3.1. Criterios de Inclusión:

Premolares superiores e inferiores uni y biradulares, sin fractura coronaria, sin tratamiento de conductos, con presencia de cúspide palatina, sin restauraciones, y sin presencia de caries.

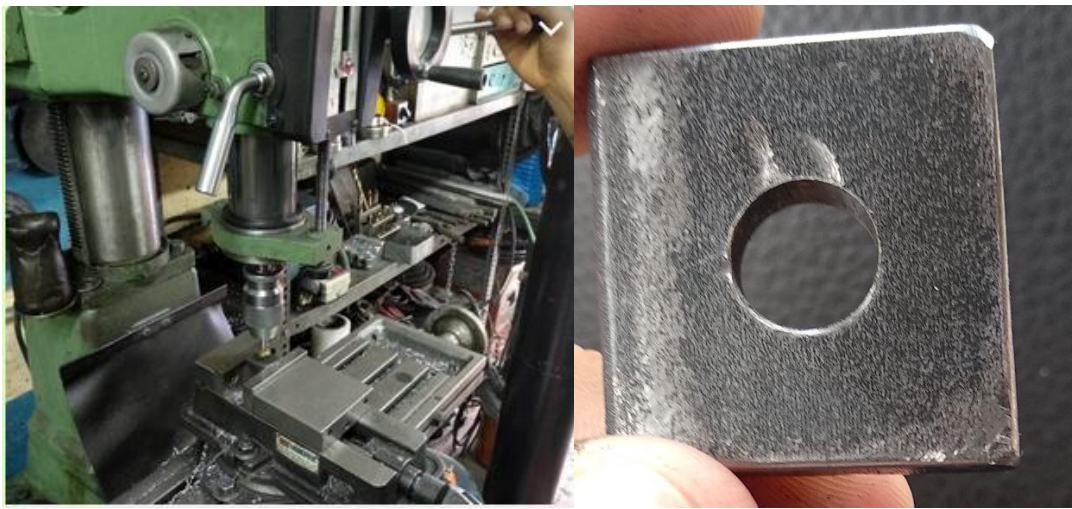
#### 5.3.2. Criterios de exclusión:

Piezas molares, premolares con tratamiento de conductos, raíces con presencia de dilaceraciones, premolares con enanismo radicular e hipoplasias, premolares con presencia de caries y fractura coronaria.

#### 5.4. Descripción del método

##### Creación de cilindros para resina y acrílico para base

Mediante torno, se elaboró una base cilíndrica metálica de 10 mm de diámetro por 4 mm de espesor, siendo la base para posteriormente realizar el corte de tubos de ensayo plásticos y de esta manera lograr la obtención de los cilindros para colocación de composite (Figuras 1, 2 y 3); mientras que para el acrílico de base se realizaron cortes de jeringuillas de 15 mm de espesor y 15 mm de diámetro (figura 4).



**Figura 1.** Elaboración de base para cilindros de composite.

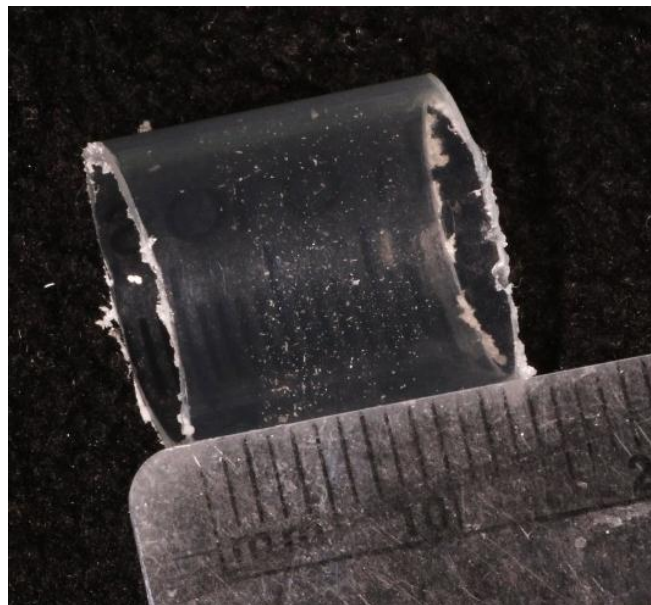


**Figura 2.** Tubos de ensayo para cortar y formar cilindro de composite.





**Figura 3.** Cilindros para composite.



**Figura 4.** Cilindros para acrílico

### **Preparación del diente**

Se seleccionaron premolares humanos libres de caries para este estudio. Todos los dientes se almacenaron en frascos de vidrio cerrado inmersos en una

solución de suero fisiológico a temperatura ambiente hasta ser usados en el experimento (figura 5).



**Figura 5.** Especímenes almacenados en solución salina.

Las superficies de dentina coronal planas fueron expuestas mediante la exclusión de esmalte oclusal para luego cortarlas con trimadora para yeso refrigerada con agua (figura 6). Las raíces de todos los dientes se colocaron en los cilindros de acrílico previamente fabricados (figura 7). Las superficies de dentina expuestas fueron pulidas con lija de agua (figura 8) para crear capas dentinarias lisas. Antes del procedimiento de cementación, estas superficies se enjuagaron abundantemente con agua y se secaron con papel absorbente y con una gasa de algodón por 5 segundos.



**Figura 6.** Corte de esmalte coronario.



**Figura 7.** Colocación de raíz del espécimen en cilindro de acrílico



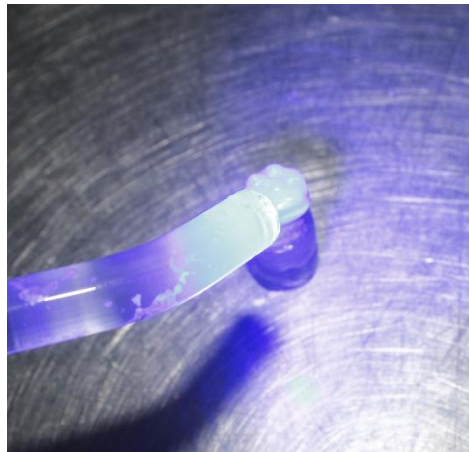
**Figura 8.** Pulimento de dentina.

### **Preparación de Cilindros de composite**

Los cilindros de composite fueron preparados en un molde plástico transparente de (10 mm de diámetro y 4 mm de altura) con la finalidad de estandarizar el área de unión. Cada incremento se fotocuró durante 40 segundos con una lámpara de alta potencia programada a  $800 \text{ mW} / \text{cm}^2$  (figuras 9 y 10). Se retiraron las muestras del modelo, y las cinco superficies restantes no se expusieron previamente a la luz que fueron adicionalmente fotocuradas durante 40 segundos cada una.



**Figura 9.** Elaboración de discos de composite



**Figura 10.** Fotocurado de discos de composite.

Los bloques de material compuesto se limpiaron con agua destilada durante 5 min y se secaron al aire. Después de lavado con agua y secado al aire, los cilindros de resina compuesta, fueron distribuidos aleatoriamente en uno de los siguientes tratamientos:

**Grupo 1:** correspondiente al Sistema Adhesivo Autograbante- de un paso, (BONDFIX VOCO) combinado con el cemento dual resinoso convencional. (BIFIX QM VOCO).

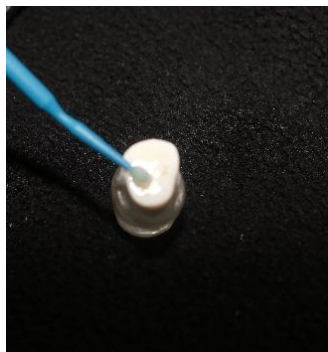
**Grupo2:** correspondiente al Sistema Adhesivo de tipo Dual (FUTURABOND DC de VOCO), combinado con el cemento dual resinoso convencional (BIFIX QM VOCO).

**Grupo 3:** correspondiente al Sistema Adhesivo Convencional, 2 pasos: (SOLOBOND M de VOCO), combinado con el cemento dual resinoso convencional. (BIFIX QM VOCO).

### **Preparación de los especímenes con los sistemas adhesivos**

Se investigó la resistencia a la tracción de 3 distintos sistemas adhesivos combinados con un cemento resinoso dual en restauraciones indirectas a base de resina compuesta. Se colocó en cada grupo el sistema adhesivo correspondiente. De acuerdo a las indicaciones del fabricante:

**Grupo 1:** correspondiente al Sistema Adhesivo autograbante- de un paso, (BONDFIX VOCO) sobre los 15 especímenes se colocó el adhesivo de autograbado, se dejó actuar por 20 segundos, aireado por 5 segundos y posteriormente fue fotocurado por 10 segundos de acuerdo a las instrucciones del fabricante (figuras 11 y 12).

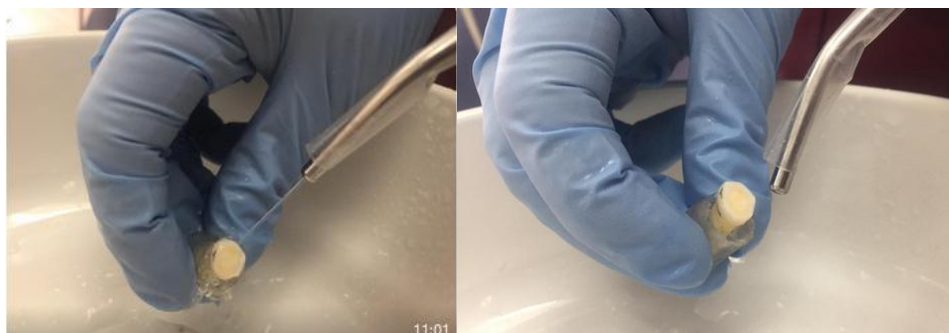


**Figura 11.** Imprimación del sistema adhesivo autograbante

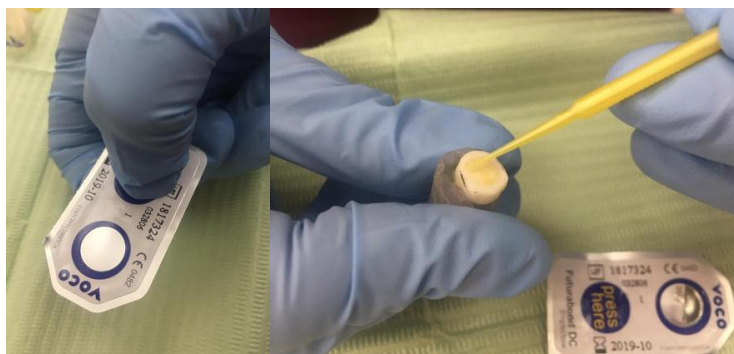


**Figura 12.** Fotopolimerización.

**Grupo 2:** correspondiente al Sistema Adhesivo de tipo Dual (FUTURABOND DC de VOCO), sobre los 15 especímenes se realizó lavado con agua y secado con bolitas de algodón. Posteriormente se colocó el adhesivo de curado dual frotando sobre la estructura dental por 20 segundos. Se dejó secar por cinco segundos mediante aireación y por último se realizó el fotocurado por 10 segundos (figuras 13, 14 y 15).



**Figura 13.** Lavado y secado de piezas para el sistema adhesivo dual.



**Figura 14.** Aplicación del sistema adhesivo dual.

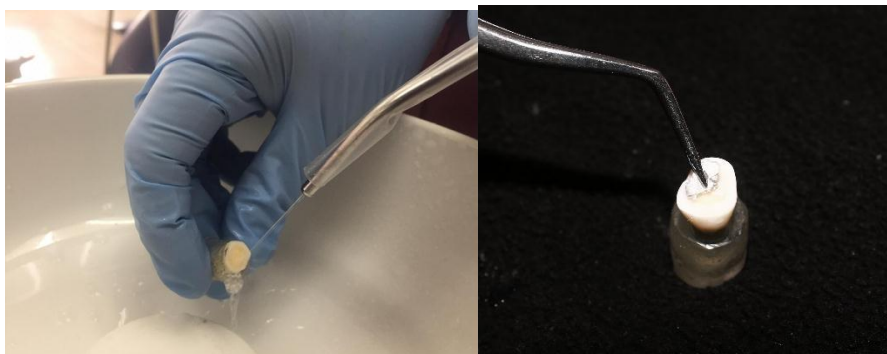


**Figura 15.** Fotocurado

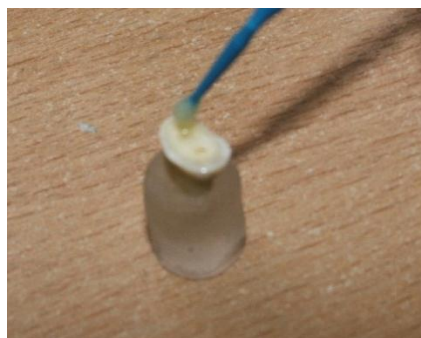
**Grupo 3:** correspondiente al Sistema Adhesivo Convencional, 2 pasos: (SOLOBOND M de VOCO). Sobre los 15 especímenes se realizó grabado ácido total (VOCOCID), por 15 segundos, se limpió con abundante agua por 30 segundos y se eliminó la humedad excedente con bolitas de algodón y colocó el adhesivo dejándolo actuar por 30 segundos, se aireó por 5 segundos, y finalmente fue fotocurado por 20 segundos (figuras 16, 17, 18 y 19).



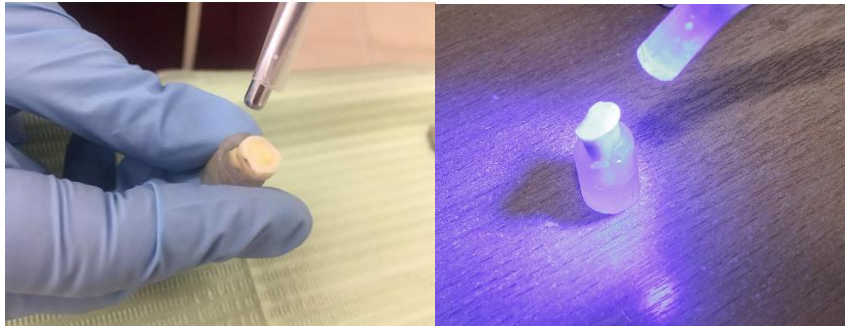
**Figura 16.** Colocación de grabado ácido en sustrato dental.



**Figura 17.** Lavado y secado de sustrato dental.



**Figura 18.** Aplicación de sistema adhesivo convencional sobre sustrato dental



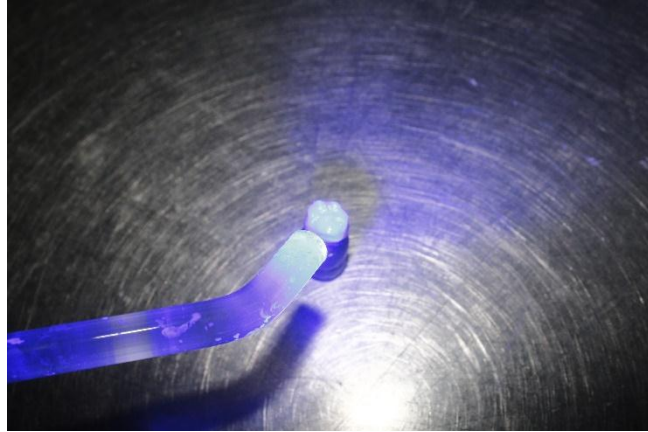
**Figura 19.** Aireado y fotocurado del sistema adhesivo convencional

Luego, el cemento de resina se mezcló; se aplicó y fue fotocurado según el fabricante en cada grupo de estudio (figura 20). Cada cilindro compuesto fue empastado sobre el sustrato de la dentina para mantener una presión constante de 1 kg durante los primeros 5 minutos. Siendo el tratamiento dual, se dejó inicialmente en modalidad de autocurado y por último, el fotocurado fue completado por irradiación de luz desde la parte superior del cilindro compuesto de 10 mm de diámetro por 4 mm de alto, durante 40 segundos con una lámpara de fotocurado de alta intensidad (800 mW / cm<sup>2</sup>) (figura 21). Las muestras unidas se almacenaron en cajas de Petri y tubos de ensayo humectadas con suero fisiológico hasta que se realizó la prueba de resistencia de la unión de micro tensión (figura 22).



**Figura 20.** Aplicación de cemento dual BIFIX QM.





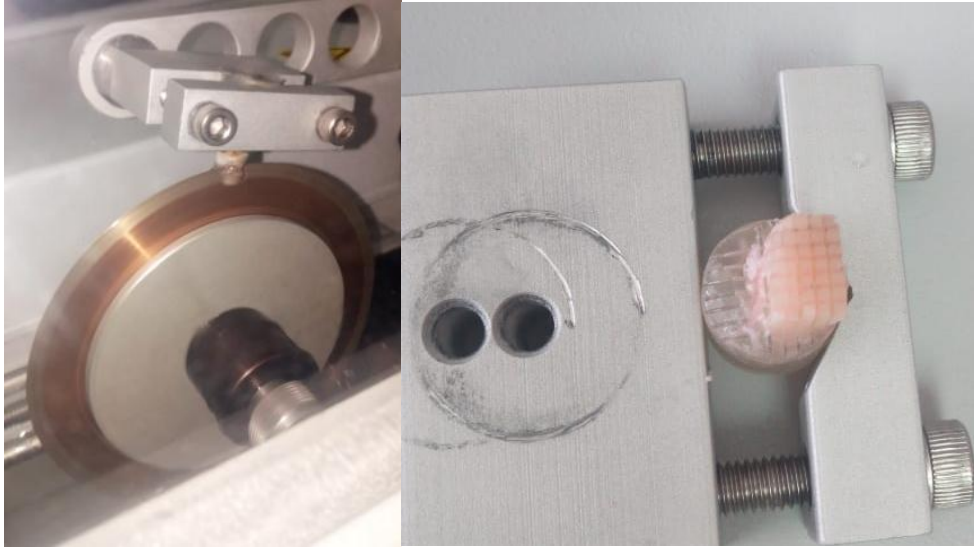
**Figura 21.** Fotocurado de cemento dual con los discos de resina.



**Figura 22.** Almacenamiento de muestras

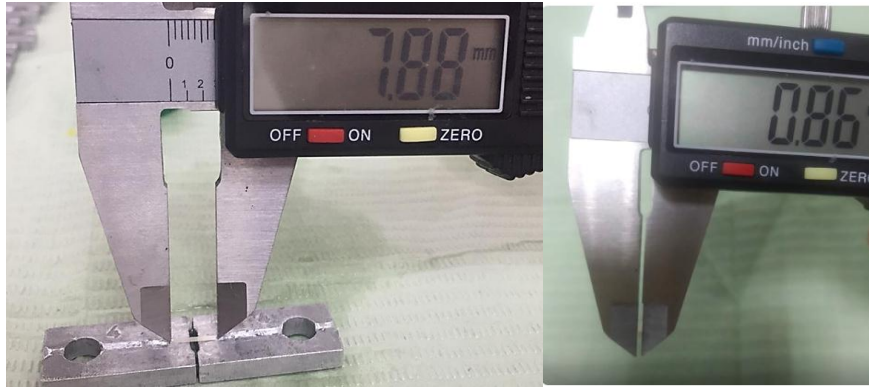
### **Evaluación de la resistencia a la Microtracción.**

Después de un período de almacenamiento de 24 h, las muestras preparadas resultantes de la unión del bloque de composite con el diente preparado fueron seccionadas con una sierra de diamante tanto en sentido sagital como transversal, formando de esta manera un ángulo de 90° entre sí, y así obtener barras con un área aproximada 1 mm<sup>2</sup> (figura 23).



**Figura 23.** Corte de muestras.

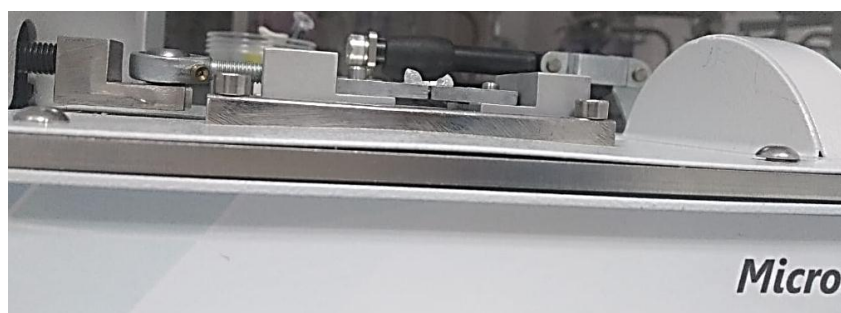
Las superficies exactas de las barras se midieron empleando un calibrador digital. (figura 24). Para determinar el área de interfase se midieron los dos lados de las barras; sus valores se multiplicaron entre sí, obteniendo el valor del área en  $\text{mm}^2$  (**ancho1 x ancho2**). Las barras fueron sujetas por sus extremos con cianoacrilato en gel a una barra de una máquina universal (figura 25) y se sometieron a tracción hasta su fractura, aplicando una velocidad de travesaño de 1 mm / min. (figura 26). La resistencia adhesiva se calculó como el cociente de la carga en la fractura (N) y el área de la interfase ( $\text{mm}^2$ ). Los valores de resistencia de adhesión fueron registrados según el equipo de tracción en gramos fuerza, posteriormente fueron transformados a Newtons al dividir el valor obtenido de la Microtracción en gramos fuerza para la constante 101,97 según el sistema internacional (SI) de unidades (**gramos-fuerza/101,97**); finalmente el resultado obtenido en Newtons fue utilizado para determinar la fuerza de tracción en Megapascales al dividir los Newtons obtenidos para el área resultante de la medición de los lados de cada pieza cortada (**Newtons/área en  $\text{mm}^2$** ).



**Figura 24.** Medición de las muestras con el calibrador digital.



**Figura 25.** Sujeción de la muestra en la galga metálica con Cianocrilato en gel.



**Figura 26.** Muestra sometida a microtensión.

$$\text{Área (mm}^2\text{)} = \text{Ancho 1} \times \text{Ancho 2}$$

$$\text{Tracción en megapascales (Mpa)} = \text{Newtons} / \text{Área (mm}^2\text{)}$$

### Modo de falla

Después de la prueba de micro tracción, la muestra fue llevada a portaobjetos (figura 27), para que tanto la dentina como la restauración de composite de las vigas fracturadas fueron observados mediante Estereoscopio (**Estereoscopio EU – 45 DSZM SOGERESA**) a 10 mm de distancia, con oculares de 10X de aumento para la determinación del modo de fractura. (Figura 28).



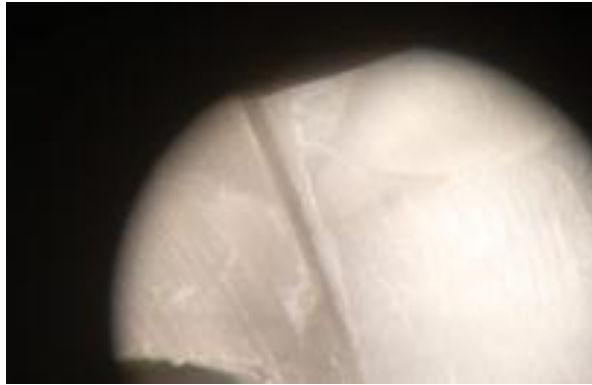
**Figura 27.** Muestras sometidas a la Microtracción en portaobjetos



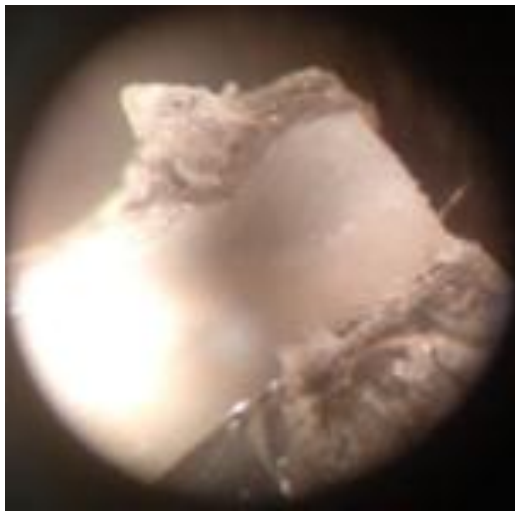
**Figura 28.** Estereoscopio de 10x de aumento.

Los modos de falla se clasificaron entre seis tipos diferentes:

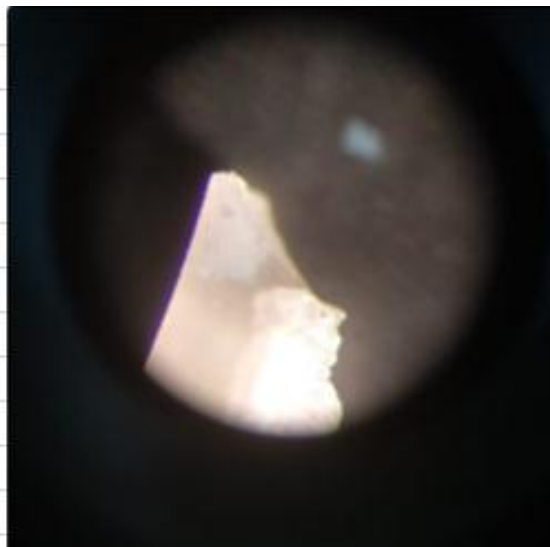
- Tipo 1: falla cohesiva en la dentina
- Tipo 2: falla del adhesivo en la interfase de unión dentinaria
- Tipo 3: falla adhesiva mixta y falla cohesiva en la dentina
- Tipo 4: falla cohesiva en el agente de cementación
- Tipo 5: falla adhesiva mixta y falla cohesiva en restauración con resina
- Tipo 6: falla del adhesivo en la interfaz de cementación de la resina. (Figuras 29 a 34)



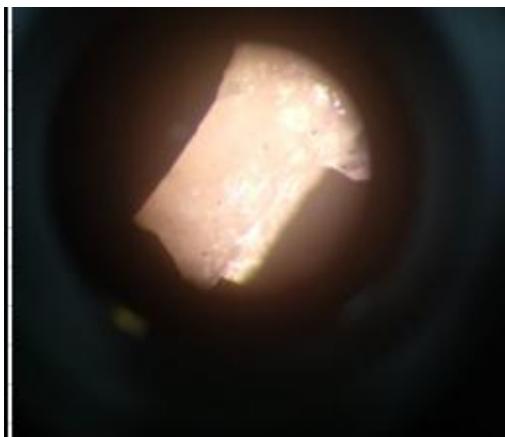
**Figura 29.** Muestra sin ser sometida a la tracción.



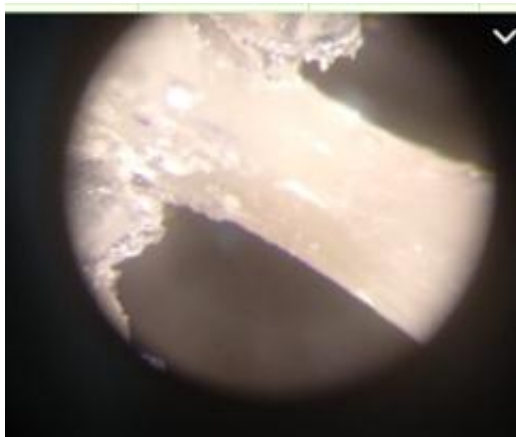
**Figura 30.** Falla adhesiva (separación entre dentina y adhesivo)



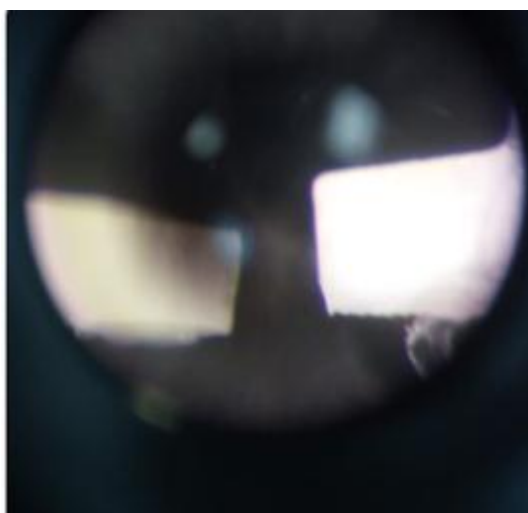
**Figura 31.** Falla Cohesiva en tejido dentario



**Figura 32.** Falla Cohesiva en resina compuesta



**Figura 33.** Falla Adhesiva (entre resina y cemento)



**Figura 34.** Falla cohesiva (en el material adhesivo)

### **Análisis estadístico.**

Los resultados obtenidos en el estudio fueron llevados al programa estadístico SPSS versión 22 para Windows con el objeto de analizar las medias de tracción de los diferentes sistemas adhesivos, así como determinar la diferencia de la resistencia a la tracción de los mismos. Para ello se utilizó el test ANOVA de un factor y pruebas de significancia estadística Tukey y Sheffe con un valor P de significancia estadística  $< 0,05$ .

Para determinar el tipo de fallo en comparación con la resistencia de tracción de los diferentes sistemas adhesivos se utilizó una prueba paramétrica ANOVA de un factor.

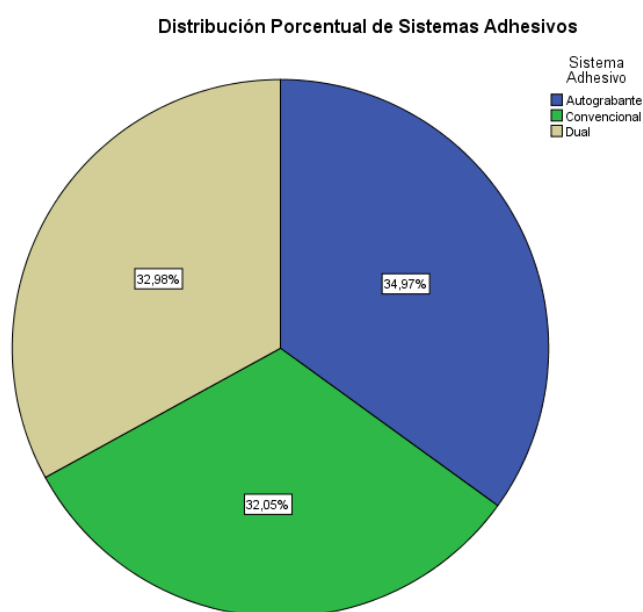
### **Identificación de variables:**

- **Variables independientes:**
  - **Sistemas adhesivos:** Autograbante, Dual y Convencional.
- **Variables dependientes:**
  - **Resistencia a la tracción:** Máximo esfuerzo de tracción (gramos, Newtons, Megapascales) que un cuerpo puede soportar antes de romperse.



## 6. RESULTADOS

Se analizaron un total de 45 piezas premolares, 15 piezas por cada sistema adhesivo, estas se llevaron a corte y de esto se obtuvieron un total de 858 muestras para preparación y tracción, 300 de estas corresponden a muestras sometidas a sistema adhesivo autograbante, 283 muestras al sistema adhesivo dual y 275 muestras al sistema adhesivo convencional, obteniéndose una distribución porcentual similar en función del número de piezas como se muestra en el gráfico 1.



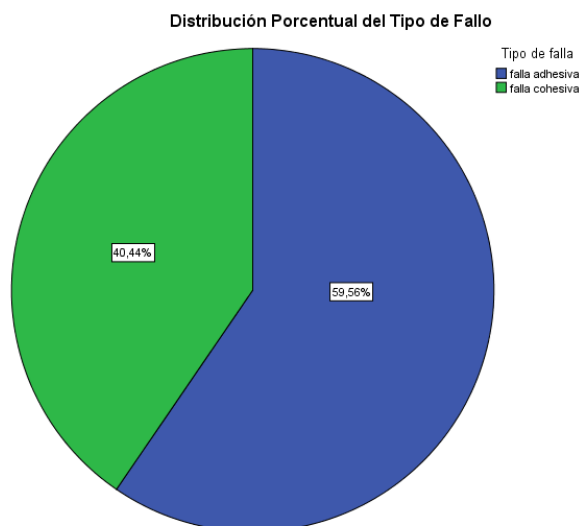
**Figura 35.** Distribución Porcentual de Sistemas Adhesivos

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)

Las 858 muestras fueron traccionadas obteniéndose un mayor fallo de tipo adhesivo (59,56%) frente a un 40,44% de fallo de tipo cohesivo, independientemente del sistema adhesivo utilizado como se aprecia en el gráfico 2.

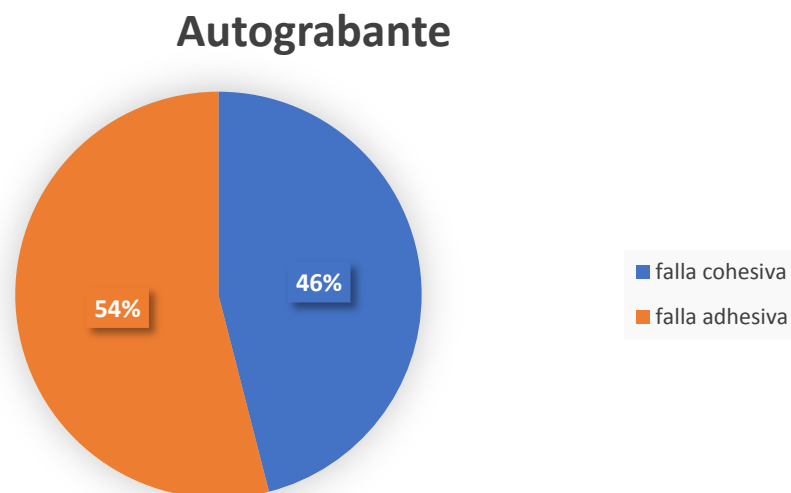
Adicionalmente según el sistema adhesivo y el tipo de fallo se apreció que para el sistema autograbante se obtuvieron 162 muestras con fallo de tipo adhesivo y 138 muestras con fallo de tipo cohesivo (gráfico 3); en el sistema dual se

obtuvieron 185 muestras con fallo de tipo adhesivo y 97 con fallo de tipo cohesivo (gráfico 4); por último, en el sistema convencional se encontraron 163 muestras con fallo de tipo adhesivo y 112 con fallo de tipo cohesivo (gráfico 5).



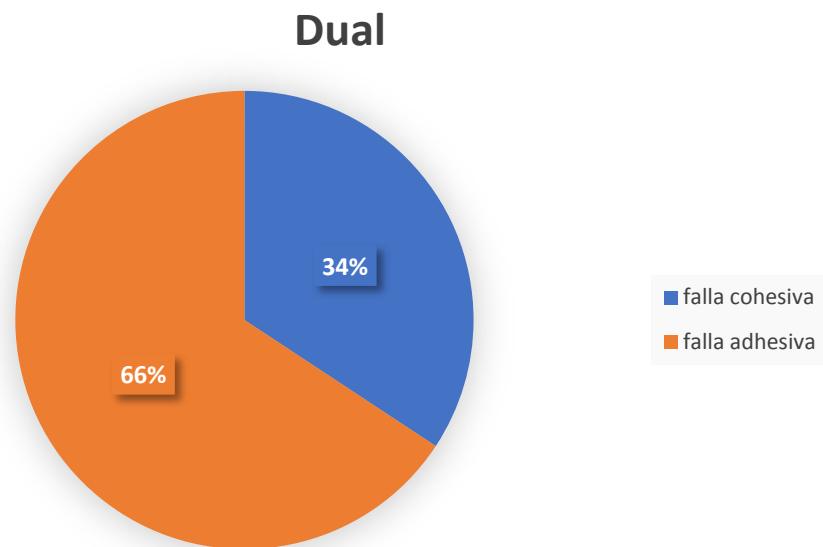
**Figura 36.** Distribución Porcentual del Tipo de Fallo

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)

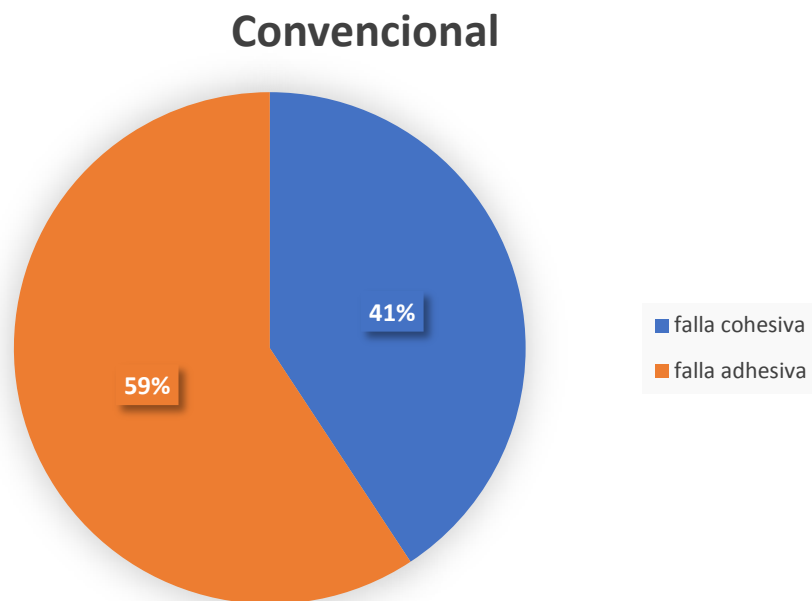


**Figura 36.** Distribución Porcentual del Tipo de Fallo en el sistema Autograbante

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)



**Figura 37.** Distribución Porcentual del Tipo de Fallo en el sistema Dual  
Tomado de: (Fuente: SPSS 22)



**Figura 38.** Distribución Porcentual del Tipo de Fallo en el sistema Convencional  
Tomado de: (Fuente: SPSS 22)

Al comparar los diferentes sistemas adhesivos con la fuerza de tracción (medida en Megapascales (Mpa)) a la que fueron sometidos, se aprecia que el sistema autograbante presenta una mayor resistencia a la tracción frente a los otros dos sistemas, con un promedio de resistencia de 12,96 Mpa de fuerza aplicada sobre las muestras en las que se utilizó este sistema como se aprecia en la Tabla 1. El sistema adhesivo Dual es el siguiente más tolerante a la tracción con un promedio de 9,9 Mpa y por último el sistema convencional con un promedio de 9,78 Mpa de fuerza antes del fallo.

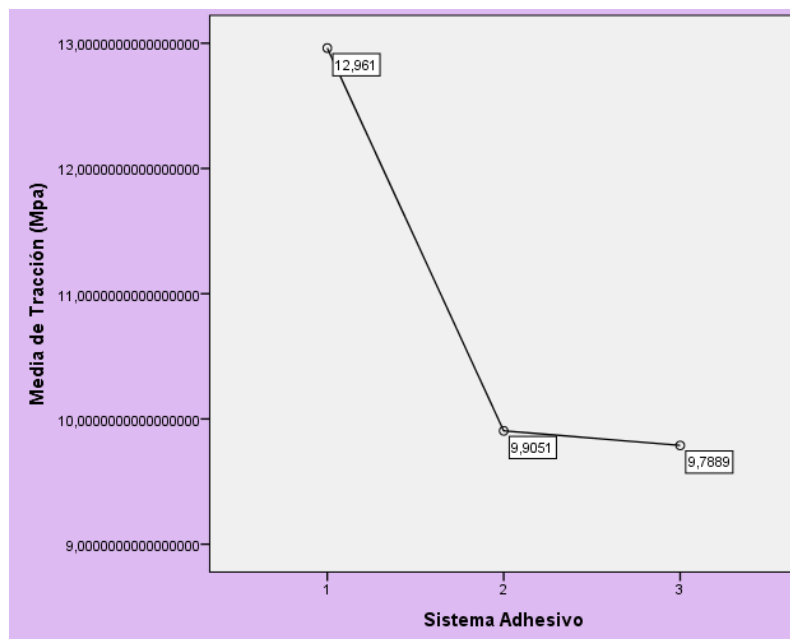
Sin embargo, mediante el análisis descriptivo no se puede determinar si existe diferencia estadísticamente significativa entre los sistemas adhesivos frente a la resistencia de tracción. Se presenta además en el gráfico 6 la distribución de medias de la fuerza de tracción a la que fueron sometidos los sistemas adhesivos.

**Tabla 6.**

*Distribución de Medias de los Sistemas Adhesivos con la fuerza de tracción*

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
<b>Autograbante</b>	300	12,9612	6,9428	,4008	12,1724	13,7500	1,6542	53,0190
<b>Dual</b>	283	9,9051	6,8411	,4067	9,1046	10,7056	1,3284	46,3820
<b>Convencional</b>	275	9,8850	6,7005	,4041	9,0895	10,6804	2,0256	34,8284
<b>Total</b>	858	10,9672	6,9794	,2383	10,4995	11,4349	1,3284	53,0190

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)



**Figura 39.** Distribución de Medias de los Sistemas Adhesivos con la fuerza de tracción.

Tiomado de: (Fuente: SPSS 22)

Para determinar diferencia estadística entre los sistemas adhesivos del estudio se realizó el test estadístico ANOVA (analyse of variance) de un factor (sistema adhesivo, variable independiente); esta prueba compara varios grupos en una variable cuantitativa que para el estudio es la fuerza de tracción (variable dependiente cuantitativo). En la tabla 2 muestra el análisis de los diferentes sistemas adhesivos y la fuerza de tracción entre ellos, mostrando una significancia estadística de 0, por ende existe diferencia estadística al comparar los grupos entre sí. Para realizar las comparaciones entre cada uno de los sistemas adhesivos, dentro de ANOVA existen las pruebas de comparación múltiple de Tukey y Scheffee. Al momento de aplicar estas pruebas, se evidenció que el sistema autograbante en comparación tanto con el sistema dual y convencional presenta una diferencia estadísticamente significativa mediante valor  $p = 0$ , mientras que entre el sistema dual y convencional no se aprecia una diferencia estadísticamente significativa (valor  $p = 0,9993$  en prueba de comparación múltiple de Tukey y  $p = 0,9994$  en prueba de comparación múltiple de Scheffee), como se logra apreciar en la tabla 3.

**Tabla 7.**

*Prueba ANOVA de un factor de los Sistemas Adhesivos frente a la fuerza de tracción.*

**ANOVA**

Tracción (Mpa)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	1834,131	2	917,066	19,646	<b>,000</b>
Dentro de grupos	39911,780	855	46,680		
Total	41745,911	857			

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)

**Tabla 8.**

*Prueba de comparaciones múltiples de Tukey y Sheffee entre los sistemas adhesivos frente a la fuerza de tracción*

Variable dependiente: Tracción (Mpa)

	(I) Sistema Adhesivo	(J) Sistema Adhesivo	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	95% de intervalo de confianza	
						Límite inferior	Límite superior
HSD Tukey	Autograbante	Dual	3,0561 <sup>*</sup>	,5662	<b>,0000</b>	1,7268	4,3853
		Convencional	3,0762 <sup>*</sup>	,5704	<b>,0000</b>	1,7371	4,4154
	Dual	Autograbante	-3,0561 <sup>*</sup>	,5662	<b>,0000</b>	-4,3853	-1,7268
		Convencional	,0202	,5785	,9993	-1,3381	1,3784
	Convencional	Autograbante	-3,0762 <sup>*</sup>	,5704	<b>,0000</b>	-4,4154	-1,7371
		Dual	-,0202	,5785	,9993	-1,3784	1,3381
Scheffe	Autograbante	Dual	3,0561 <sup>*</sup>	,5662	<b>,0000</b>	1,6678	4,4444
		Convencional	3,0762 <sup>*</sup>	,5704	<b>,0000</b>	1,6776	4,4749

<b>Dual</b>	<b>Autograbante</b>	-3,0561 <sup>*</sup>	,5662	<b>,0000</b>	-4,4444	-1,6678
	<b>Convencional</b>	,0202	,5785	,9994	-1,3984	1,4387
<b>Convencional</b>	<b>Autograbante</b>	-3,0762 <sup>*</sup>	,5704	<b>,0000</b>	-4,4749	-1,6776
	<b>Dual</b>	-,0202	,5785	,9994	-1,4387	1,3984

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)

Por otro lado, al comparar el tipo de fallo que se produce al ser sometidos a la prueba de tracción, se presentó mayor falla adhesiva en comparación con la falla cohesiva; sin embargo estas diferencias no fueron significativas entre todos los sistemas de adhesión del estudio (valor  $p = 0,710$ ), tabla 4.

**Tabla 9.**

*Comparación del Tipo de Falla frente a la fuerza de tracción*

**ANOVA**

Tracción (Mpa)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	6,755	1	6,755	,139	<b>,710</b>
<b>Dentro de grupos</b>	41739,156	856	48,761		
<b>Total</b>	41745,911	857			

Tomado de: (Fuente: SPSS 22)

## 7. DISCUSIÓN.

El presente estudio tuvo como finalidad evaluar y comparar tres distintos sistemas adhesivos a ser aplicados en dentina de 45 piezas premolares sanas. Estos especímenes, luego de ser cortados, fueron sometidos al test de microtracción, y una vez realizado el análisis estadístico, mediante el test de ANOVA y pruebas de comparaciones múltiples y homogeneidad, Tukey y Sheffee mostraron que el sistema adhesivo autograbante, al ser aplicado en el sustrato dentina en combinación con el cemento de resina de curado dual convencional (BONDFIX+ BIFIX QM VOCO) presentó una mayor resistencia a la tracción frente a los otros dos sistemas adhesivos analizados, Dual y Grabado Total. Durante la observación de las muestras traccionadas en estereoscopio se examinó que las fallas adhesivas fueron mayores que las cohesivas, sin mostrar una diferencia significativa entre el tipo de fallo. Por lo que se acepta la hipótesis de este estudio.

Estudios de Muñoz y otros (2015), al realizar microtracción inmediata de cinco sistemas adhesivos aplicados en dentina de 40 terceros molares sanos que contienen metacriloiloxidecilo dihidrógeno fosfato (MDP) frente aquellos con metacrilato de 2\_hidroexietilo, usados en modo de grabado total y de autograbado, en unión con restauraciones indirectas a base de resina, no encontraron diferencias estadísticamente significativas, ya que los dos tipos de adhesivos se comportaron de manera similar en la dentina; en cambio, en la presente investigación se muestran diferencias en el sistema adhesivo autograbante Bondfix, el cual se comporta de mejor manera en el sustrato dentina, ya que, en su fórmula de adhesivo, está formado por metacrilato de 2 hidroexietilo + urethanedimethacrilato.

El metacrilato de 2 hidroexietilo apoya en la unión química del calcio de la hidroxiapatita encontrado en la dentina, mientras que el urethanedimethacrilato es biocompatible con materiales resinosos de baja viscosidad, por lo que acepta rellenos fácilmente, y reaccionar con el BIS-GMA en grupos hidroxilos generando sistemas monoméricos menos hidrofílicos. Por lo tanto, una menor contracción al polimerizarse, una mejor resistencia a la fatiga y una mayor



resistencia a la tracción (Yoshida, Yoshihara, Nagaoka, & Hayakaw, 2012). Al igual que nuestro estudio, las muestras fueron observadas en estereoscopio para analizar el tipo de falla y mostraron que existió mayor falla adhesiva que cohesiva, sin embargo, esto no fue estadísticamente significativo ( $p > 0,05$ ).

Estos resultados se podrían explicar por las características propias del sistema autograbante (BONDFIX), ya que, dentro de su composición, el etanol como vehículo tiene como función principal cambiar la superficie de la dentina hidrofílica en una fase hidrofóbica, lo que garantiza un aumento en la energía de la superficie de la dentina haciendo de este sustrato un receptor adecuado de la unión hidrofóbica de la resina, permitiendo una mejor humectabilidad y una penetración eficiente en la red de colágeno expuesta (Ramos & cols., 2016). Actualmente, varios autores examinan los sistemas adhesivos que pueden emplearse en modo de autograbado y grabado total, así como también grabado ácido selectivo en esmalte, con el fin de observar su comportamiento en los sustratos dentales, esmalte- dentina.

Maja, Bojan, & Vesna, (2018) compararon dos tipos de sistemas adhesivos en dentina de 112 terceros molares: un sistema con Metacrilato de 2\_hidroexietilo (DMDMA) + etanol como vehículo (Single bond Universal) y otro sistema con metacrilato, fotoiniciadores, etanol y agua (Ipera Bond), empleados en modo de grabado total y de autograbado al realizar microtracción inmediata, divididos en dos grupos: 56 piezas dentales fueron sometidas a corte coronal con el disco de la máquina de corte universal, exponiendo la dentina en forma plana, y a 56 piezas dentales se les realizó una cavidad con una fresa redonda de diamante en dentina tipo Clase 1.

Los resultados indicaron que los sistemas adhesivos con metacrilato de 2\_hidroexietilo usados como autograbantes en la superficie plana cortada de la dentina mostraron una mejor resistencia a la tracción de 40.58 Mpa, tras ser traccionados inmediatamente luego de haber colocado el sistema adhesivo en la dentina, en relación con el otro sistema adhesivo que no contiene DMDMA y que presentó una menor resistencia a la tracción de 26.6 Mpa; mientras que, cuando fue colocado en la superficie formada como cavidad a través de las

fresas de diamante una resistencia a la tracción de 21.37 Mpa, en relación al que no contiene DMDMA que fue de 19.2 Mpa.

El sistema adhesivo (Single bond) con DMDMA, al ser usado en el modo de grabado total en la superficie plana de la dentina, mostró una resistencia a la tracción de 41.78 Mpa tras ser traccionados inmediatamente después de la colocación del sistema adhesivo en la dentina, en relación con el sistema adhesivo con ausencia de DMDMA, y que presentó una resistencia a la tracción de 42.22 Mpa. Mientras que, cuando fue colocado en la superficie formada como cavidad a través de las fresas de diamante, presentó una resistencia a la tracción de 42.69 Mpa, en relación al que no contiene DMDMA, que fue de 24.31 Mpa.

Concluyeron que el Sistema Adhesivo con Metacrilato de 2 Hidroxi-etilo (DMDMA) usado en modo de autograbado y en modo de grabado total al ser aplicado en dentina fueron superiores al Sistema adhesivo con ausencia DMDMA ( $p < 0,05$ ); la preparación de la superficie de la dentina y el modo de aplicación del sistema adhesivo, influyó en la resistencia a la tracción obteniendo mejores resultados en las superficies de dentina cavidad tipo I, aplicados en modo de grabado total, ( $p > 0,05$ ) debiéndose al grabado ácido en esmalte, generando micro retenciones; y observados en estereoscopio, el fallo adhesivo fue mayor con un 55.5% en relación al cohesivo 44.5% (Maja, Bojan, & Vesna, 2018).

Estos investigadores concuerdan con el presente estudio, ya que al comparar los diferentes sistemas adhesivos con la fuerza de tracción (medida en Mega pascales (Mpa)) a la que fueron sometidos, el sistema autograbante (Bondfix), formado por metacrilato de 2 hidroxi-etilo + uretanedimetacrilato, al ser aplicado en dentina, pese a no tener valores tan altos como el de Maja y otros (2018), presenta un mayor valor de resistencia a la tracción frente a los otros dos sistemas, con un promedio de resistencia de 12.96 Mpa de fuerza aplicada; el sistema adhesivo Dual con un promedio de 9.9 Mpa y el sistema convencional con 9,78 Mpa de fuerza antes del fallo, por lo que estos dos últimos sistemas adhesivos se comportan de similar manera en dentina. Así

mismo, al comparar nuestro estudio con el de Maja y otros (2018), respecto al tipo de falla, observamos similitudes en cuanto al porcentaje del fallo adhesivo (55.5 % respecto a 59.56 % de nuestro estudio) y en el fallo cohesivo (44.5 % respecto a 40.44 % del presente trabajo), respaldando los resultados de este trabajo; aunque los resultados del tipo de fallo no muestran una diferencia estadísticamente significativa entre ambos.

Otros estudios informaron que los adhesivos universales fueron mejores en esmalte cuando se utiliza en modo de grabado total, ya que el grabado ácido en esmalte forma una superficie porosa, creando retenciones micromecánicas a través de los *tags* de resina y en dentina, cuando se utiliza en modo de autograbado (Marchesi G. F., 2014); (Muñoz M. A., 2013) (Perdigao J. S., 2014), ya que, al aplicarse directamente sobre la superficie de dentina a tratar, recubierta por el Smear layer, produce la disolución de dicha capa y la descalcificación de la capa más superficial de la dentina junto con la impregnación de adhesivo resinoso en las fibras colágenas que acompañan a los túbulos dentinarios de la dentina a tratar. Tras la fotopolimerización del adhesivo, se neutraliza el ácido del monómero del sistema autograbante, consiguiendo una fuerza de unión en la dentina lo suficientemente superior frente a los otros sistemas adhesivos (Ornnicha, y otros, 2017).

Gallus, Galeano, Libonati, Giuca, & y Campanella (2010), en su estudio sobre 72 terceros molares en los que colocaron tres distintos sistemas adhesivos: un sistema adhesivo dual (Optibond FI) usado en el modo de grabado total, un sistema adhesivo convencional (Optibond Solo Plus) y un sistema adhesivo autograbante (Optibond Solo Self Etch), en 36 restauraciones directas y 36 indirectas, evidenciaron una mayor resistencia a la tracción en las piezas dentales tratadas con el sistema adhesivo convencional, frente a aquellas piezas dentales tratadas con los sistemas autograbantes, y que se comportó de manera similar al sistema convencional con el sistema dual con valores medios de (45 Mpa) y (50 Mpa), en relación con el autograbante que fue de (20Mpa).

El sistema autograbante (Optibond Solo Self Etch) mostró una peor adhesión tanto en las técnicas de restauración directas como en las indirectas. El análisis

de varianza estadística paramétrica y no paramétrica señaló la ausencia de diferencias significativas entre el sistema convencional y el dual, y mostró una diferencia significativa de estos dos sistemas ( $p < 0,05$ ) en relación con el sistema autograbante. Se debe realizar estudios con un mayor número de muestras para determinar la diferencia estadísticamente significativa entre un sistema y otro, y observar la durabilidad a largo plazo.

El estudio Gallus & y otros (2010) encontró valores análogos en la fuerza a la tracción de los sistemas convencional y dual, similar a nuestro estudio, ya que obtuvimos valores de (9.9 Mpa) en el sistema adhesivo dual, y el sistema convencional con 9.78 Mpa de fuerza al ser aplicados en dentina.

Cengiz & Ünal (2019) realizaron un estudio en 48 terceros molares humanos sin anomalías ni restauraciones para comparar la resistencia a la microtracción entre cinco diferentes sistemas adhesivos universales, dos que utilizaron con el modo de grabado total y tres con el modo de autograbante. Mostraron un mayor valor de resistencia a la microtracción en los sistemas universales de grabado total frente a los sistemas universales de autograbado cuando son aplicados en el sustrato esmalte-dentina.

Por otro lado, estudios realizados por De Alexandre y otros (2014) y Bacchi, Abuna, Babbar, Sinhoreti & Feitosa (2015) indican que, cuando manejan un sistema de grabado total en la dentina, los túbulos dentinales abiertos aumentan la permeabilidad de la dentina, produciendo una degradación hidrolítica; por consiguiente, una propagación de fracturas mucho más rápidas en las pruebas de microtracción adhesiva, a diferencia de los sistemas adhesivos autograbantes que simplifican el protocolo de unión con menos pasos operativos y exhiben una sensibilidad técnica reducida, ya que el nivel de humedad del sustrato ya no es un problema crítico del procedimiento de unión (Gregoire y otros, 2009). Además, como no eliminan completamente la capa de *smear layer*, se evita la rehidratación inmediata de la superficie secundaria al movimiento del líquido dentinal.

Aksoy (2017), Chen y otros (2017), Chen et al (2015), Marchesi G. F. (2014), Muñoz M. A. (2013), Peterson (2018) y Thanaratikul (2016) indicaron que el

uso de todos los sistemas adhesivos universales, en el modo de autograbado, mostraron valores más bajos en la resistencia a la tracción frente a los universales de grabado total en el sustrato esmalte. Por ello sugieren realizar un grabado ácido selectivo en esmalte, acompañado de la impresión de un adhesivo de autograbado en la superficie de dentina para mejorar los valores de adhesión y obtener una mejor resistencia ante las pruebas de microtracción.

## 8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 8.1. Conclusiones

Al realizar el análisis de los sistemas adhesivos sometidos al test de micro tracción, se obtuvieron valores superiores en el sistema autograbante en comparación a los sistemas dual y convencional; siendo esta diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ).

Los sistemas adhesivos dual y convencional se comportaron de manera similar en dentina por lo que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre ellos ( $p > 0,05$ ).

Las 858 muestras que fueron traccionadas en el presente estudio presentaron una mayor falla adhesiva (59,56%) frente a un (40,44%) de falla cohesiva, independientemente del sistema adhesivo utilizado; por lo tanto no existe diferencia estadística significativa respecto al tipo de fallo provocado por la tracción de la pieza dental ( $p > 0,05$ ).

### 8.2. Recomendaciones.

Previo a la utilización de un sistema adhesivo sobre las restauraciones, debe realizarse el análisis respectivo de cada caso, observando el sustrato dentario que va a ser reparado.

Frente a la utilización de cualquier sistema adhesivo, debe respetarse las indicaciones del fabricante, ya que a pesar de que los sistemas adhesivos sean de diferentes características y se comporten de manera distinta, puede provocar fracasos en la adhesión por una mala técnica durante la preparación.

Se sugiere realizar nuevos estudios aumentando el número de la muestra para estudiar a profundidad las diferencias entre los distintos tipos de sistemas adhesivos que actualmente se encuentran en uso para los sustratos dentales.

## REFERENCIAS

- Abad-Coronel, C., Naranjo, B., & Valdiviezo, P. (2019). Adhesive Systems Used in Indirect Restorations. *Dent J (Basel)*, 7(71), 7(3). pii: E71. doi: 10.3390/dj7030071.
- Abdelmegid, F., Salama, F., Abouobaid, E., Halawany, H., & Alhadlaq, M. (2019). Effect of Remineralizing Agents on Bond Strength of Resin-Composites to Primary Enamel. *Journal Clinic Pediatric Dent*, 43(5):331-336. doi: 10.17796/1053-4625-43.5.5.
- Aguilar-Mendoza, MA., R.-L., Rodriguez-Valverde, M., & Cabrerizo-Vilchez. (2008). Effect of acid etching on dentin wettability and roughness: self-etching primers versus phosphoric acid. *Journal Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 84(1)(DOI: 10.1002/jbm.b.30871.), 84(1):277-85.DOI: 10.1002/jbm.b.30871.
- Aksoy, S. &. (2017). Shear bond strength of universal adhesive systems to a bioactive dentin substitute (Biodentine®) at different time intervals. *Stomatological Disease and Science*, 116–122. DOI: [10.20517/2573-0002.2017.07](https://doi.org/10.20517/2573-0002.2017.07)© The Author(s) 2017
- Alex, G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent.*, 36(1)(quiz 8, 40.), 15–26;.Recuperado el 05 de mayo 2019 de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25822403>
- Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. (2013). resin-based composites (Chapter 13). En E. Saunders, *In: Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed.* (págs. 275–306). Missouri.
- Apolonio, F., Mazzoni, A., Angeloni, V., Scaffa, P., Santi, S., Saboia, V., . . . L., B. (2017). Effect of a one-step self-etch adhesive on endogenous dentin matrix metalloproteinases. *Journal Oral Sci.*, doi: 10.1111/eos.12337. Epub 2017 Feb 17.
- Araujo, J., Barros, T., Braga, E., Loretto, S., Silva e Souza Pde, A., & MH., S. e. (2013). One-year evaluation of a simplified ethanol-wet bonding technique: a randomized clinical trial. *Braz Dent J.*, 24(3)(DOI: 10.1590/0103-), :267–72.



- Bacchi, A., Abuna, G., Babbar, A., Sinhoreti, M., & Feitosa, V. (2015). Influence of 3-month Simulated Pulpal Pressure on the Microtensile Bond Strength of Simplified Resin Luting Systems. *Journal Adhesive Dents*, 7(3):265-71. doi: 10.3290/j.jad.a34414.
- Barrancos Mooney, J. (2008). *Operatoria Dental Integración Clínica* (4 ed.). Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana.
- Başaran, G., Göncü Başaran, E., Ayna, E., Değer, Y., Ayna, B., & Tuncer, M. (2019). Microtensile bond strength of root canal dentin treated with adhesive and fiber-reinforced post systems. *Braz Oral Res*, 1;33:e027. doi: 10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0027.
- Bertassoni, L., Stankoska, K., & Swain, M. (2012). Insights into the structure and composition of the peritubular dentin organic matrix and the lamina limitans. *Micron*, 43(2-3):229-36. doi: 10.1016/j.micron.2011.08.003. Epub 2011 Aug 12.
- Borges, B., Vilela, V., Junior., C. D., EJ Sousa Junior, M. S., & FHSL Pineiro, R. B. (2013). Dual-cured etch-and-rinse adhesive systems increase the bond durability of direct coronal dentin restorations. *Journal of the American Academy of Gold Foil Operators*, 5, 512- 518. doi: 10.2341/12-246-L. Epub 2013 Jan 17. doi:10.2341/12-246-L.
- Brackett, M., Tay, F., Brackett, W., .Dib, A., Dipp, F., Mai, S., & e. a. (2009). In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive. *Oper Dent.*, 34(4)(DOI: 10.2341/08-103.), 79–83.
- Buonocore, M. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic materials to enamel surface. *J. Dent RES.*, 34(6):849-53 DOI: 10.1177/00220345550340060801.
- Cardenas AM, S. F.-A. (2016). Influence of conditioning time of universal adhesives on adhesive properties and enamel-etching pattern. . *Oper Dent*, DOI: 10.2341/15-213-L.
- Carvalho, C., Lanza, M. D., Carvalho, E., & Bauer, J. (2019). Impact of Solvent Evaporation and Curing Protocol on Degree of Conversion of Etch-and-Rinse and Multimode Adhesives Systems. *Revista de Operatoria Dental*

- y *Biomateriales In journal Dents*, 11;2019:5496784. doi: 10.1155/2019/5496784. eCollection 2019.
- Chen C, N. L. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—old wine in new bottles *J Dent*, :525–36. DOI: 10.1016/j.jdent.2015.03.004.
- Chen, J., Cai, H., Suo, L., Xue, Y., Wang, J., & Wan, Q. (2017). A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses. *A review of the literature Journal of Dentistry*, 28(3), 9:2-10. doi: 10.1016/j.jdent.2017.02.006.
- Chen, Y., MX, L., & Zhang, Y. (2019). Effect analysis of ceramic onlay to repair serious dental defects in young permanent molars]. *Clinical Oral Investigations*, 4(4), 37(3):299-303. doi: 10.7518/hxkq.2019.03.014.
- Conrad, H., Seong, W., & Pesun, I. (2010). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98:389-404. DOI: 10.1016/S0022-3913(07)60124-3.
- Corral, C., Grez, P., Letelier, M., Dos Campos, E., Dourado, A., & Fernández, G. (2016). Effect of Oxalic Acid-Based Desensitizing Agent on Cervical Restorations on Hypersensitive Teeth: A Triple-Blind Randomized Controlled Clinical Trial. *J Oral Facial Pain Headache.*, 30(4):330-337. doi: 10.11607/ofph.1676.
- Dal-Bianco, K., Pellizzaro, A., Patzlaft, R., De Oliveira Bauer, J., Loguercio, A., & Reis, A. (2009). Durability of enamel bonding using one-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Dent Mater.*, 22(12)( DOI: 10.1016/j.dental.2005.10.010.), 1150-6.
- Dalli, M., Colak, H., & Mustafa Hamidi, M. (2012). Minimal intervention concept: a new paradigm for operative dentistry. *Investig Clin Dent*. 2012;3(3):167–75. , 3(3)(DOI: 10.1111/j.2041-1626.2012.00117.x.), 167-75.
- D'Arcangelo, C., De Angelis, F., D'Amario, M., Zazzeroni, S., Ciampoli, C., & Caputi, S. (2009). The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin based composite and ceramic restorations. *operative dentistry*, 34(3), 34(3):328-36. doi: 10.2341/08-101. doi: 10.2341/08-101.

- De Alexandre, R., Santana, V., Kasaz, A., Arrais, C., Rodrigues, J., & Reis, A. (2014). A. EF- fect de largo plazo simulado presión pulpar en la fuerza de adherencia y nanoleakage de agentes de cementación . *oper dent*, 508-520. doi: 10.2341/13-078. Epub 2014 Feb 6.
- De la Macorra, J., & Pérez-Higueras, J. (2014). Microtensile bond strength test bias caused by variations in bonded areas. *Journal Dent Res.*, 85(1)(DOI: 85/1/11.), 16(3):207-19. doi: 10.3290/j.jad.a32068.
- Dieng-Sarr, F., Sharrock, P., Dabsie, F., & Gregoire, G. (2011). Modifications of the organic and mineral fractions of dental tissues following conditioning by self-etching adhesives. *J Dent.*, 39(2)(DOI: 10.1016/j.jdent.2010.11.004.), 141–7.
- Dourado, A., & Reis, A. (2006). Adhesive Systems. *Revista de operatoria Dental y Biomateriales*, 1(2), 24-27 Recuperado El 15de mayo del 2019 De:<http://hdl.handle.net/10.1111/j.1467937X.2006.00396.x> (application/pdf)
- Ely, C., Ottoboni, T., Kumagai, R., Souza, N., Ramos, T., Arrais, C., Reis, A. (2019). Bond Strength of Methacrylate-based Blends Containing Elastomeric Monomers and Alternative Initiators after Thermomechanical Cycling. *Journal Adhesive Dent*, 32(4)( DOI: 10.2341/06-107.), (3):281-286. doi: 10.3290/j.jad.a42549.
- EÖ., B. (2019). Microtensile Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements to CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics Prepared with Different Surface Treatments. *Int J Prosthodont.*, 21(1), 32(32):433-438. doi: 10.11607/ijp.6268.
- Feitosa, V., Leme, A., Sauro, S., Correr-Sobrinho, L., Watson, T., & Sinho- MA reti, C. A. (2012). la degradación hidrolítica de la interfaz de resina-dentina inducida por la presión pulpar simulado, agua ing edad directa e indirecta. *Journal Dent*, 40, 1134-1143.
- Fron Chabouis, H., Prot, C., Fonteneau, C., Nasr, K., Chabreron, O., Cazier, S., . . . Attal, J. (2017). Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. *trialsjournal.biomedcentral*, p 3;14:278. doi: 10.1186/1745-6215-14-278.

- Gallus, G., Galeano, P., Libonati, A., Giuca, M., & y Campanella, V. (2010). Evolution of bond strength of different adhesive systems; Shear and microtensile bond strength test. *Oral and Implantology Journal list*, 2 (4): 19-25.
- Garcia, G., Fernandes, K., Garcia, F., D'Alpino, P., Da Rocha Svizero, N., & Wang, L. (2010). Solvent retention of contemporary commercial dentin bonding agents in a demineralized dentin matrix. *Eur J Dent.*, 4(3), 293–7.
- Gregoire, G., Guignes, P., & Nasr, K. (2009). Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives. *Journal Dent*, 37(9)(DOI: 10.1016/j.jdent.2009.05.010.), 691–9.
- Gu XH, K. M. (2003). Marginal discrepancies and leakage of allceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.*, mar. apr; 16(2): 109-16.
- Hashimoto, M., Hirose, N., Kitagawa, H., Yamaguchi, S., & Imazato, S. (2018). Improving the durability of resin-dentin bonds with an antibacterial monomer MDPB. *Dent Mater*, 111( DOI: 060.), 9;37(4):620-627. doi: 10.4012/dmj.2017-209. Epub 2018 Apr 17.
- Hoda, P., Eaheh Seyed, T., Aghazadeh, S., Seyyed Pedram, T. .,., Mohammad, a., & Moslem, I. (2018). Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 33(2), 6(11):2186-2192. doi: 10.3889/oamjms.2018.427.
- Hosaka, K., Nishitani, Y., Tagami, J., Yoshiyama, M., WW., B., & Agee KA, e. a. (2011). Durability of resin-dentin bonds to water- vs. ethanol-saturated dentin. *J Dent Res.*, 88(2)(DOI: 10.1177/0022034508328910.), 146–51.
- Inoue, S., Vargas, M., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Van Meerbeek, B. (2009). Micro- tensile bond strength of eleven modern adhesives to dentin. *American journal of dentistry.*, 1(1), 237-246. Recuperado el 09 de abril del 2019. De <http://www.https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11803711>.

- Jacker-Guhr, S., Ibarra, G., Oppermann, L., Lührs, A., Rahman, A., & Geurtsen, W. (2016). Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. *Clinic Oral Investigation*, 20(7):1709-18. doi: 10.1007/s00784-015-1676-0. Epub 2015 Dec 5.
- Jacobucco, M., Pereira, C., Kaster, J., Baena, M., & Moraes, R. (2017). Rubbing time and bonding performance of one step adhesives to primary enamel and dentin. *Journal of applied oral science : revista FOB.*, 25(6), 523-532. doi: 10.1590/1678-7757-2016-0627. doi:10.1590/1678-7757-2016-0627.
- Kanca, J. (1992). Kanca J, 3rd. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent.* 1992;5(4):213–5. . *Am Journal Dent.*, 5(4), 213–5.
- Kasraei, S. M. (2011). Microleakage of Posterior Resin Composites With and Without Liner Using Two-Step Etch-and-Rinse and Self-etch Dentin Adhesive Systems. *Operative Dentistry*, 36(2), 213-221.
- Lacaze L, L. D., B, T., J, M., L, S., A, F., JY., E.,... Scotté, M. (2012). Tensile strength of biological fibrin sealants: a comparative study.
- Lührs AK, G. S. (2008). Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent.*, 33(2)( DOI: 10.2341/07-63.), 155-62.
- Ma, S., Cai, J., Zhan, X., & Wu, Y. (2009). Effects of etchant on the nanostructure of dentin: an atomic force microscope study. *Scanning.* , 31(1)( DOI: 10.1002/sca.20135.), 28-34.
- Malacarne-Zanon, J., De Andrade, E., Wang, L., De Goes, M., Martins, A., & Narvaes-Romani EO, e. a. (2010). Permeability of dental adhesives—A SEM assesment. *Eur Journal Dent.*, 4(4), 429-39.
- Mandri, M., Aguirre, G., Eugeni., & Zamudio, M. (2014). Sistemas Adhesivos en la Odontología Restauradora. *Oodntoestomatología Volumen17*, 50-54. Recuperado el 17 de abril del 2019 de <http://www.scielo.edu.uy/pdf/ode/v17n26/v17n26a06.pdf>.
- Marchesi G, F. A. (2013). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent.* , DOI: 10.1016/j.jdent.2013.12.008.

- Marshall, S., Bayne, S., Baier, R., Tomsia, A., & Marshall, G. (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater.*, 26(2), 157. doi: 10.1016/j.dental.2009.11.157.
- Memarpour, M., Shafiei, F., Razmjouei, F., & Soltani, M. (2018). Shear bond strength and scanning electron microscopy characteristics of universal adhesive in primary tooth dentin: An in vitro study. *Journal Dent Res.*, 81(1), 15(4):264-270.
- Metz, M., Durski, M., Chou, J., Crim, G., Harris, B., & Lin, W. (2016). Microleakage of Lithium Disilicate Crown Margins Finished on Direct Restorative Materials. *Oper Dent.*, 41(5):552-562.DOI: 10.2341/15-225-L.
- Milia E, C. E., & e67., S. 2. (2010). Milia E, Cotti E, Sotgiu G, Masarin M, Manunta A, Gallina G. In vivo, morphological and clinical effect of a desensitizing agent. *Dent Mat* 2010; Supplement 26: 1 e67. . *Milia E, Cotti E, Sotgiu G, Masarin M, Manunta A, Gallina G. In vivo, morphological and clinical effect of a desensitizing agent. Dent Mat* 2010; Supplement 26: 1 e67. .
- Mine, A., De Munck, J., Vivan Cardoso, M., Van Landuyt, K., Poitevin, A., & Kuboki, T. e. (2010). Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J Dent Res.*, 89(12)(DOI: 10.1177/0022034510384871.), 1505-9.
- Moda, M., Fagundes, T., Briso, A., & Dos Santos, P. (2018). Analysis of the bond interface between self-adhesive resin cement to eroded dentin in vitro. *Plos one*, 13(11):e0208024. doi: 10.1371/journal.pone.0208024. eCollection 2018.
- Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. (2011). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater.*, 21(10)( 10.1016), 21(10):895-910.DOI: 10.1016/j.dental.2005.05.001. doi:10.1016/j.dental.2005.05.001.
- Moura, D., do Nascimento Januário, A., de Araújo AMM, d. O., Özcan, M., Bottino, M., & ROA., S. (2018). Effect of primer-cement systems with different functional phosphate monomers on the adhesion of zirconia to

- dentin. *J Mech Behav Biomed Mater*, 88:69-77. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.08.003. Epub 2018 Aug 7.
- Munoz MA, L. I. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*. 2013;41(5):404–11., 41(5)(10.1016/j.jdent.2013.03.001.), 404-11.
- Nagarkar, S., Theis-Mahon, N., & Perdigão, J. (2019). Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 107(6):2121-2131. doi: 10.1002/jbm.b.34305. Epub 2019 Jan 14.
- Nanci, & A. (2013). *Enamel: composition, formation and structure (Chapter 7)* In: *Ten Cate's oral histology: development, formation and structure*. 8th ed, Ten Cate AR, editor St Louis, MO: Mosby Inc (Elsevier Health Science).
- Okazaki, H., Yoshida, K., Egoshi, T., Takase, K., & Murata, H. (2019). Influence of composition and powder/water ratio on adhesion strength and initial viscosity of powder-type denture adhesives based on CMC-Na and PVM-MA. *Journal Dent Master*, 83(6), doi: 10.4012/dmj.2018-307.
- Ornnicha, T., TaweesakPrasansuttiporna, SuppasonThittaweerata, RichardM.Foxtonb, Shizukolchinosec, JunjiTagamia, . . . MasatoshiNakajima. (2017). Smear layer-deproteinizing improves bonding of one-step self-etch adhesives to dentin. *Dent Master*, ;34(3):434-441. doi: 10.1016/j.dental.2017.11.023. Epub 2017 Dec 9.
- Pashley DH, P. E. (2010). The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am* , 46(2), 46(2):211-45, v-vi. DOI: 10.1016/s0011-8532(01)00009-x.
- Pashley DH, T. F. (2019). Carbodiimide inactivation of matrix metalloproteinases in radicular dentine. *Am Journal Dent*.(20(1)), 56-62. doi: 10.1016/j.jdent.2019.01.007. Epub 2019 Jan 25.
- Pashley, D., FR., T., Breschi, L., Tjaderhane, L., Carvalho, R., & Carrilho, M. a. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.*, 27(1)(DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.016.), 1-16.

- Pashley, D., Tay, F., Carvalho, R., Rueggeberg, F., Agee, K., & Carrilho, M. e. (2007). Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg F From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding Am J DENT*, 1, 7-20.
- Perdigao, J. S. (2014). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *London, United Kingdom: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Elsevier Health Sciences.*, (pp. 114–140).
- Perdigao, J., Kose, C., Mena-Serrano, A., De Paula, E., Tay, L., & Reis, A. e. (2013). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent.* , DOI: 10.2341/13-045-C.
- Perdigao, J., Lopez, M., & Gomez, G. (2008). In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II—ultramorphological evaluation. *Oper Dent.*, 33(5)(DOI: 10.2341/07-133.), 534-49.
- Peterson, J. R. (2018). Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology*, 106(2), 171–180.
- Peumans, M., Voet, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Van Ende, A., & Van Meerbeek, B. (2013). Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clinical.Oral Investigation*, 17, 739-750.
- Piemjai M, Ö. M.-G. (2016). A 10-Year Clinical Evaluation of Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses on Non-Prepared Teeth. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, 16(3)( DOI: 10.1002/jbm.820160307.), 24(2):63-70. Recuperado el 16 de abril del 2019 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=A+10-Year+Clinical+Evaluation+of+Resin-Bonded+Fixed+Dental+Prostheses+on+Non-Prepared+Teeth>.
- Piemjai, M., & Chantarawej, P. N.-G. (2017). Prognosis test by visualization of demineralized dentin under restorations to prevent initial wall-lesions initiated by lactic acid. *Am Journal Dent*, 119-124. Recuperado el 15 de



abril del 2019 de  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Prognosis+test+by+visualization+of+demineralized+dentin+under+restorations+to+prevent+initial+w+all-lesions+initiated+by+lactic+acid>.

- Ramos, J., & cols., y. (2016). Adhesive Interface and microtensile bond strenght evaluation of four adhesive systems to primary dentin. *Revista Portuguesa de Estomatología, Medicina Dentaria e Cirugía Maxilofacial*, 65 - 73.
- Reis, A., Klein-Júnior, C., De Souza, D., Stanislawczuk, R., & Loguercio, A. (2010). The use of warm air stream for solvent evaporation: effects on the durability of resin-dentin bonds. *Journal of the American Academy of Gold Foil Operators ISSN 0002-7146*, 1(1), 29-36. doi: 10.2341/08-065-L. doi:10.2341/08-065-L.
- Ritter, A., Sulaiman, T., Altitnchi, A., Bair, E., Baratto-Filho, F., Gonzaga, C., & Correr, G. (2019). Composite-composite Adhesion as a Function of Adhesive-composite Material and Surface Treatment. *Oper Dent*, 44(4):348-354. doi: 10.2341/18-037-L. Epub 2018 Nov 16.
- Rosa WL, P. E. (2015). Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.*, 43(7), 765–76.
- Sauro, S., Watson, T., Mannocci, F., & Miyake, K. H. (2010). Two-photon laser confocal microscopy of micropermeability of resin-dentin bonds made with water or ethanol wet bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 90(1):( DOI: 10.1002/jbm.b.31290.), 327–37.
- Siqueira, F., Hilgemberg, B., Araujo, L., Hass, V., & Bandeca, M. R. (2019). Effect of Phosphoric Acid Containing MMP-Inactivator on the Properties of Resin Bonding to Eroded Dentin. *Journal Adhesive Dents*, 84(8)(DOI: 84/8/741.), 21(2):149-158. doi: 10.3290/j.jad.a42324.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann stomatol*, 1(24), ;8(1):1-17. doi: 10.11138/ads/2017.8.1.001. eCollection 2017 Jan-Mar.

- Spencer P, Y. Q. (2010). Adhesive /dentin interface the wear link in the compo site restoration. *Journal Adhesive dentin*, Vol. 38, No. 6, pp. 1989–2003 DOI: 10.1007/s10439-010-9969-6.
- Swift EJ Jr, P. J. (2009). Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths. *American Journal of Dentistry*, 14(3), 137 - 140. Recuperado el 14 de abril del 2019 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11572289>.
- Takamizawa, T., Barkmeier, W., Sai, K., Imai, A., Erickson, R., Latta, M., & Miyazaki, M. (2018). Influence of different smear layers on bond durability of self-etch adhesives. *Dent Master*, 34(2):246-259. doi: 10.1016/j.dental.2017.11.002. Epub 2017 Nov 13..
- Tay, F., Pashley, D., Kapur, R., Carrilho, M., Hur, Y., & Garrett, L. e. (2012). Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res*, 86(11)(DOI: 86/11/1034.), 1034–9.
- Thanaratikul, B. S. (2016). Self-etch or etch and-rinse mode did not affect the microshear bond strength of a universal adhesive to primary dentin. *Dental Materials Journal*, 35(2), 174–179.
- Torres, C., Barcellos, D., Pucci, C., M., L. G., Rodrigues, C., & Siviero, M. (2009). Influence of methods of application of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to enamel. *J Adhes Dent.*, 11(4), 279-86.
- Tribst, J., Monteiro, J., Venturini, A., Pereira, G., Bottino, M., Melo, R., & Valandro, L. (2019). Fatigue Failure Load of Resin-bonded Simplified Lithium Disilicate Glass-Ceramic Restorations: Effect of Ceramic Conditioning Methods. *Journal Adhesive Dents*, 80(1)(DOI: 10.1002/jbm.b.30572.), 21(4):373-381. doi: 10.3290/j.jad.a43000.
- Van Landuyt, K., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., & Poitevin, L. (2014). Effect of evaporation on the shelf life of a universal adhesive. *Oper Dents*, 28(26), 39(5):500-7. doi: 10.2341/13-195. Epub 2014 Feb 6. doi:10.1016/j.biomaterials.2007.04.044.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida Mine, A., & Demuk, J. (2011). State of de art of self - etch adhesives. *Dent Master*, 17-28. doi:

- 10.1016/j.dental.2010.10.023. Epub 2010 Nov 24.  
doi:10.1016/j.dental.2010.10.023
- Vinagre, A., & Ramos, J. (2016). Adhesion in Restorative Dentistry. *Adhesives - Applications and Properties*, Anna Rudawska, IntechOpen,.  
doi:10.5772/65605
- Weiser, F., & Behr, M. (2015). Self-adhesive resin cements: A clinical review. *J Prosthodont*, 24:100-8.DOI: 10.1111/jopr.12192.
- Wej, Y., Silikas, N., Zhang, Z., & Watts, D. (2011). Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mat*, 27(2):197-205. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.014. Epub 2010 Nov 16.
- Wu, J., Zhou, C., J, R., Weir, M., Tay, F., Sun, J., . . . Xu, H. (2019). Self-healing adhesive with antibacterial activity in water-aging for 12 months. *Dent Master*, 35(8):1104-1116. doi: 10.1016/j.dental.2019.05.004.
- Wu, Y., Gu, H., Huang, L., Luo, X., & Yang, J. (2019). Effect of two kinds of materials on the prevention of early erosive enamel wear. *Int J Prosthodont.*, 54(7):450-455. doi: 10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2019.07.004.
- Yoshihara K, Y. Y. (2010). Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater.*, 6(9)( DOI: 10.1016/j.actbio.2010.03.024.), 3573-82.
- Yüksel, E., & Zaimoğlu, A. (2011). Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral RES*, 25(3):261-6.DOI: 10.1590/s1806-83242011000300012.
- Zhang, N., Zhang, K., Weir, M., Xu, D., Mark, R., Yuxing, B., & and Hockin, H. K. (2018). Effects of water-aging for 6 months on the durability of a novel antimicrobial and protein- repellent dental bonding agent. *International Journal of Oral Science*, 10(2), 3-7. doi: 10.1038/s41368-018-0019-9. doi:10.1038/s41368-018-0019-9.
- Zhongjun, L., Xinyuan, Z., Xiongqun, Z., Shuaimei, X., Yu, L., & Dingming, H. (2018). Effects of different resin adhesives on the microleakage in a new model with simulated subgingival condition and pulpal pressure. *Dental*

*Materials Journal*, 2(1), 2-7. Recuperado el 13 de abril 2019. de <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-321>. doi: 10.4012/dmj.2017-321

## **ANEXOS**

## Anexo 1

### Características del sistema adhesivo autograbante BONDFIX VOCCO



ES

#### Instrucciones de uso

##### Descripción del producto:

**Bondfix** es un adhesivo de autograbado fotopolimerizable monocomponente reforzado con nano-partículas para una adhesión duradera y sin fugas marginales entre la sustancia dentaria y el material de restauración fotopolimerizable. **Bondfix** corroe – sin grabar por separado la sustancia dentaria – las mismas propiedades de adhesión que preparadas de grabado total. **Bondfix** tolera la humedad residual.

**Bondfix** es universal pudiendo ser utilizado con cualquier composite, compómero y Omnicor® fotopolimerizable.

##### Ámbitos de aplicación:

**Bondfix** es apropiado para restauraciones directas de todas las clases con materiales de restauración fotopolimerizables.

##### Aplicación:

###### a) Secado

Debido a la posterior aplicación del material de restauración fotopolimerizable, es necesario secar la superficie a trabajar. Evitar la contaminación de la cavidad con sangre o saliva.

###### b) Preparación

Preparar la cavidad según los principios de la técnica de restauración adhesiva. Limpiar la cavidad con agua. Remover el agua excedente con un chorro de aire ligero. No secar demasiado la dentina. El objetivo es conseguir una superficie de dentina ligeramente húmeda. Si el diente no ha sido preparado (p. ej. defecto cervical), limpiar esmeradamente la superficie y asperizar el borde de esmalte con una piedra de diamante de laminación o grabar con un gel ácido fosfórico. Proteger las regiones próximas a la pulpa con una base de un cemento de hidróxido de calcio.

###### c) Aplicación

Aplicar 1 gota de **Bondfix** en la paleta de mezcla. Aplicar el adhesivo en una capa no demasiado fina con un aplicador apropiado en el esmalte/dentina y dejar actuar 20 s.

###### d) Secado

Secar por lo menos 5 s la capa del adhesivo con un soplador de aire.

###### e) Polimerización

Polimerizar 10 s con luz azul (lámpara halógena o lámpara LED).

#### f) Obturación

Trabajar el material de restauración según las instrucciones del fabricante.

#### Indicaciones/medidas precautorias:

La mucosa bucal puede colorearse de blanco en caso de contacto con **Bondfix**, por la coagulación de proteínas. Se trata de una aparición reversible que disminuye dentro de pocos días.

Sustancias tónicas (p. ej. materiales provisionales con eugenol) afectan la polimerización, por lo que no deben entrar en contacto con **Bondfix**.

**Bondfix** contiene ácidos orgánicos, UDMA, HEMA, canforoquinona y BHT. No utilizar en caso de alergias conocidas a estas sustancias. Evitar el contacto con la mucosa bucal. En caso de contacto con los ojos, enjuagarlos inmediatamente con abundante agua y consultar a un médico.

**Bondfix** es fotopolimerizable y contiene etanol volátil. La exposición a la luz muy prolongada (foco bucal) y/o al aire, causa la evaporación del disolvente y modifica la viscosidad del adhesivo. Por esa razón tiene que ser trabajado dentro de cinco minutos después del dispensado del frasco.

#### Instrucciones para la conservación y la aplicación:

Cerrar bien el **Bondfix** después de su uso. Conservar en posición vertical para garantizar que el líquido refluya.

Conservar a temperaturas entre 2 °C - 8 °C.

No exponer **Bondfix** a la luz directa del sol o a la luz del foco bucal.

No utilizar **Bondfix** después de la fecha de caducidad.

Nuestros preparados se desarrollan para uso en el sector odontológico. En lo que se refiere a la aplicación de nuestros productos, se han dado nuestras indicaciones verbales y/o escritas y consejos sin compromiso según nuestro nivel saber y entender. Nuestras indicaciones y/o consejos no los dispensan comprobar los preparados suministrados por nosotros respecto a su aptitud para la aplicación intencionada. Dado que la aplicación de nuestros preparados se efectúa fuera de nuestro control, la misma se encuentra bajo su exclusiva responsabilidad. Naturalmente les aseguramos la calidad de nuestros preparados según las normas correspondientes y de acuerdo con el estándar establecido en nuestras condiciones generales de venta y entrega.

### SECCIÓN 3: Composición/información sobre los componentes

· 3.2 Caracterización química: Mezclas

· Descripción: Mezcla formada por las sustancias especificadas a continuación con adiciones no peligrosas.

· Componentes peligrosos:

CAS: 72869-86-4 EINECS: 276-957-5	Urethanedimethacrylate Aquatic Chronic 3, H412	25-50%
CAS: 64-17-5 EINECS: 200-578-6	etanol Flam. Liq. 2, H225	10-25%

Nombre comercial: Bondfix

( se continua en página 1 )

	monómero adhesivo ácido Skin Corr. 1B, H314 Eye Irrit. 2, H319	5-10%
CAS: 868-77-9 EINECS: 212-782-2	metacrilato de 2-hidroxi-etilo Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317; STOT SE 3, H335	2,5-5%
	Catalizador Aquatic Acute 1, H400 Acute Tox. 4, H302; Acute Tox. 4, H332; Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319	≤ 2,5%

## Anexo 2

### Características del sistema adhesivo Dual FUTURABOND DC VOCO



**VOCO**

**FUTURABOND DC**



Instructions for use





## Instrucciones de uso

Futurabond DC es un adhesivo de autograbado reforzado con nano-partículas para una adhesión duradera y sin fugas marginales entre la sustancia dentaria dura y el material de obturación/fijación fotopolimerizable, autopolimerizable o de curado dual. Este adhesivo de autograbado consiste de 2 componentes.

Futurabond DC consigue, sin grabar por separado la sustancia dentaria, las mismas propiedades de adhesión que preparados de grabado total. Futurabond DC tolera la humedad remanente.

Futurabond DC es universal, pudiendo ser utilizado con cualquier composite, compómero u Ormocer® fotopolimerizable, autopolimerizable o de curado dual.

### Ámbitos de aplicación/indicaciones:

- Restauraciones directas de composite autopolimerizables o curado dual y reconstrucciones de muñones
- Restauraciones directas fotopolimerizables a base de composite/compómeros/Ormocer®s
- Fijación de pernos radiculares con cementos de composite autopolimerizables y curado dual
- Restauraciones Indirectas; al utilizar cementos de composite de curado dual/autopolimerizables para fijar inlays, onlays, coronas y puentes

### Aplicación:

- Secado**  
Debido a la posterior aplicación del material de obturación fotopolimerizable, es necesario secar la superficie a trabajar. Evítase toda contaminación de la cavidad con sangre o saliva. Se recomienda el uso de un dique de goma.
- Preparación**  
Preparar la cavidad según los principios de la técnica de obturación adhesiva. Limpiar la cavidad con agua. Repartir agua excedente con un chorro de aire ligero. Atender a que la dentina no esté demasiado seca. La superficie de la cavidad debe estar ligeramente húmeda. Si el diente no ha sido preparado (p. ej. defecto cervical), limpiar esmeradamente la superficie y asperizar el borde de esmalte con una piedra de diamante de terminación. Proteger las áreas próximas a la pulpa con un relleno de base que esté basado en hidróxido de calcio.
- Mezcla**  
Futurabond DC es de curado dual y, por eso, tiene que ser trabajado inmediatamente después de la mezcla.  
**Al utilizar el frasco:**  
Mezclar esmeradamente, aprox. 2 s, 1 gota del líquido 1 y 1 gota del líquido 2 en una paleta de mezcla con un Single Tim (da como resultado un adhesivo autograbable).  
**Al utilizar el SingleDose:**  
Separar un SingleDose doblando por la perforación y poner la parte escrita para arriba. Para activar, aguantar el blíster SingleDose entre el dedo gordo y el índice y presionar en el blíster en donde está indicado "press here" en azul. Esto inyecta el líquido 2 en el líquido 1 en el émbolo dispensador en una relación 1:1. Perforar el folio del émbolo dispensador con un Single Tim flexible, agrandar el agujero con movimientos circulares y crear una mezcla homogénea removiendo el líquido 1 y el líquido 2.
- Aplicar Futurabond DC**  
Aplicar el adhesivo en una capa no demasiado fina en esmalte y dentina y frotar durante 20 s en la sustancia dentaria.  
Indicación: El bonding mezclado es fotopolimerizable, por eso se debe evitar una exposición a la luz ambiental muy intensiva. La luz operatoria debería ser amortiguada durante la aplicación.
- Secado**  
Secar por lo menos 5 s la capa del adhesivo con un soplador de aire.
- Fotopolimerización**  
**6.1 Restauración directa**  
Materiales fotopolimerizables, de curado dual y autopolimerizables  
Al utilizar materiales de restauración fotopolimerizables, de curado dual o autopolimerizables, se tiene que polimerizar 10 s la capa adhesiva con luz azul (lámpara halógena o LED).

### 6.2 Restauración indirecta

#### Composites de fijación fotopolimerizables

Al utilizar materiales de fijación fotopolimerizables, se tiene que polimerizar 10 s la capa adhesiva con luz azul (lámpara halógena o LED).

#### Materiales de fijación autopolimerizables o de curado dual

Al utilizar materiales de fijación autopolimerizables/de curado dual, Futurabond DC también provee una adhesión excelente sin fotopolimerización. Como un paso opcional también se puede fotopolimerizar adicionalmente 10 s con luz azul (lámpara halógena o LED).

#### Fijación de pernos radiculares

- Para la fijación de pernos radiculares se frota 20 s el Futurabond DC mezclado (líquido 1 y 2) con un aplicador en el canal radicular y en la superficie oclusal del muñón. Dispersar unos 5 s el disolvente con aire sin aceite. Eliminar eventuales excedentes de material empujando con una tira de papel absorbente. No fotopolimerizar la capa adhesiva.
- Después de haber preparado el poste radicular de acuerdo a las instrucciones del fabricante, insertarlo en el conducto radicular usando un material de fijación apropiado como p. ej. Rebilda DC o Bifix QM (ver instrucciones de uso correspondientes). El objetivo es obtener un ligero exceso del cemento en el conducto radicular.
- Fotopolimerizar por lo menos 40 s para fijar el poste radicular y curar el Futurabond DC aplicado en la superficie oclusal.

#### 7. Indicaciones en cuanto a la fijación de puentes Maryland

Para fijar puentes Maryland, el esmalte tiene que ser asperizado o acondicionado con gel grabador fosforico antes de aplicar el Futurabond DC. Materiales adhesivos de autograbado son menos efectivos en esmalte no preparado. Una sobre-aplicación del material adhesivo en esmalte no desgastado y esmalte no rebajado en bisel puede llevar a cabo decoloraciones marginales. Para resultados de adhesión óptimos con Futurabond DC se debería preparar también de antemano el esmalte en las clases III, IV, V y en clamus diaxoma.

#### Indicaciones, medidas precautorias:

- El blíster no puede ser doblado antes de la activación. En caso de que el blíster presente evidentemente daños como dobleces o pliegues, ya no puede ser utilizado.
- La lámina de blíster respectivamente la etiqueta no deben ser dañadas con las uñas ni en la parte superior ni inferior.
- No se pueden utilizar ningunos instrumentos para la activación. La activación solamente puede ser efectuada con pulgar e índice. El pulgar tiene que estar exactamente en la marca de la etiqueta y el índice en la parte inferior opuesta.
- La activación y la perforación ulterior con el Single Tim no deberían ser efectuadas cerca de los ojos.
- No presionar nunca al mismo tiempo en los dos hoyos ni presionar el líquido entre los hoyos de un lado al otro.
- Sustancias tóxicas (p. ej. materiales provisionales que contienen eugenol) afectan la polimerización, por lo que no deben entrar en contacto con Futurabond DC. Futurabond DC contiene ácidos orgánicos, Bis-GMA, HEMA, TMP/MA, carboquinona, aminas (DABE), BHT, catalizadores, fluoruros y etanol. Futurabond DC no debe ser usado en caso de hipersensibilidades (alergias) contra estos ingredientes. Evitar el contacto con la mucosa bucal. La mucosa bucal puede ponerse de blanco en caso de contacto con Futurabond DC, por la coagulación de proteínas. Se trata de una aparición reversible que disminuye dentro de pocos días. En caso de contacto con los ojos, enjuagarlos inmediatamente con abundante agua y consultar a un médico.

#### Indicaciones para conservación y aplicación:

Cerrar bien los frascos de Futurabond DC después de su uso. Conservar en posición vertical para garantizar que el líquido se reúna. Conservar a temperatura ambiente entre 4 °C - 23 °C. Antes de su uso, el material tiene que alcanzar la temperatura ambiente. No exponer Futurabond DC a la directa luz del sol o a la lámpara de operaciones. ¡No utilizar Futurabond DC después de la fecha de caducidad!

Nuestros preparados se desarrollan para uso en el sector odontológico. En lo que se refiere a la aplicación de nuestros productos, se han dado nuestras indicaciones verbales y/o escritas y consejos sin compromiso según nuestro leal saber y entender. Nuestras indicaciones y/o consejos no les dispensan comprobar los preparados suministrados por nosotros respecto a su aptitud para la aplicación intencionada. Dado que la aplicación de nuestros preparados se efectúa fuera de nuestro control, la misma se encuentra bajo su exclusiva responsabilidad. Naturalmente les aseguramos la calidad de nuestros preparados según las normas correspondientes y de acuerdo con el estándar establecido en nuestras condiciones generales de venta y entrega.

## SECCIÓN 3: Composición/información sobre los componentes

### 3.2 Caracterización química: Mezclas

Descripción: Mezcla formada por las substancias especificadas a continuación con adiciones no peligrosas.

#### Componentes peligrosos:

	monómero adhesivo ácido Skin Corr. 1B, H314 Eye Irrit. 2, H319	50-100%
CAS: 1565-94-2	BIS GMA Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317	5-10%
CAS: 868-77-9 EINECS: 212-782-2	metacrilato de 2-hidroxietilo Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317; STOT SE 3, H335	5-10%



# Anexo 3

## Características del sistema adhesivo Convencional SOLOBOND M VOCO



ES

### Instrucciones de uso

#### Descripción del producto:

Adhesivo para dentina y esmalte monocomponente fotopolimerizable, para alcanzar una adhesión duradera sin fugas marginales entre la sustancia dentaria dura (dentina/esmalte) y los materiales de obturación fotopolimerizables. **Solobond M** actúa según el principio del "wet bonding" y puede ser aplicado universalmente con todos los materiales de obturación fotopolimerizables a base de composite incluyendo los materiales con porcentaje de ionómeros de vidrio. El adhesivo debe ser aplicado solamente una vez dentro del marco de la técnica de grabado total: esta es la característica especial de **Solobond M**.

#### Ámbitos de aplicación:

**Solobond M** es apropiado para la restauración directa con materiales de obturación fotopolimerizables para todas las clases de obturación.

#### Aplicación:

La adhesión dentro del marco de la técnica de grabado total se debe realizar como sigue:

##### 1. Secado

A base de la aplicación ulterior del material de obturación fotopolimerizable, la aplicación de **Solobond M** requiere una superficie seca. Evitar toda contaminación de la cavidad con sangre o saliva. Se recomienda el uso de un dique de goma.

##### 2. Preparación

Preparar la cavidad según los principios de la técnica de obturación adhesiva. Proteger las regiones en proximidad a la pulpa con un relleno de base apropiado a base de hidróxido de calcio.

##### 3. Grabar los bordes de esmalte

Grabar la entera cavidad con gel grabador (**VocoGeld**) empezando en el borde de la dentina (esmalte aprox. 20 - 30 s, dentina aprox. 15 s). Aspirar el gel grabador, enjuagar por aprox. 20 s y eliminar la humedad excedente con un soplador. No secar demasiado la dentina. El objetivo es una superficie de dentina ligeramente húmeda. El esmalte grabado debe aparecer gredoso-blanco/mate, de lo contrario repetir el proceso de grabado.

#### 4. Toma de Solobond M

Aplicar el **Solobond M** en un **Micro Tim** o en un pincel de un sólo uso. Como alternativa se puede echar el **Solobond M** en una paleta de mezcla.

#### 5. Aplicación de Solobond M

Aplicar **Solobond M** proporcionadamente en todas las superficies preparadas de esmalte y dentina usando **Micro Tim** o un pincel de un sólo uso y dejar actuar por 30 s. Entonces repartir **Solobond M** con un chorro de aire ligero y polimerizar con una lámpara LED/halógena durante 20 s. No eliminar o contaminar la capa inhibida, porque es muy importante para la adhesión con el composite.

#### 6. Obturación

Utilizar el material de obturación según las instrucciones del fabricante.

#### Indicaciones, precauciones:

Sustancias ténóticas (p. ej. materiales provisionales con eugenol) afectan la polimerización, por lo que no deben entrar en contacto con **Solobond M**. **Solobond M** contiene Bis-GMA, HEMA, BHT, acetona y ácidos orgánicos. No utilizar en caso de alergias comprobadas contra estos ingredientes.

Evitar el contacto de **Solobond M** con la mucosa bucal. En caso de contacto con los ojos, enjuagarlos inmediatamente con abundante agua y consultar un médico.

Los pinceles de aplicación finos **Micro Tim** facilitan una aplicación exacta y delgada.

#### Instrucciones de conservación y aplicación:

Cerrar bien los frascos de **Solobond M** después del uso. Conservar a temperaturas entre 4°C - 23°C (una conservación entre 5°C - 8°C prolonga la vida útil del producto). No exponer **Solobond M** a la luz directa del sol o a la lámpara operatoria.

No utilizar después de la fecha de caducidad.

Nuestros preparados se desarrollan para uso en el sector odontológico. En lo que se refiere a la aplicación de nuestros productos, se han dado nuestras indicaciones verbales y/o escritas y consejos sin compromiso según nuestro leal saber y entender. Nuestras indicaciones y/o consejos no les dispensan comprobar los preparados suministrados por nosotros respecto a su aptitud para la aplicación intencionada. Dado que la aplicación de nuestros preparados se efectúa fuera de nuestro control, la misma se encuentra bajo su exclusiva responsabilidad. Naturalmente les aseguramos la calidad de nuestros preparados según las normas correspondientes y de acuerdo con el estándar establecido en nuestras condiciones generales de venta y entrega.

### SECCIÓN 3: Composición/información sobre los componentes

#### 3.2 Caracterización química: Mezclas

· Descripción: Mezcla formada por las sustancias especificadas a continuación con adiciones no peligrosas.

#### · Componentes peligrosos:

CAS: 67-64-1 EINECS: 200-662-2	propanona Flam. Líq. 2, H225 Eye Irrit. 2, H319; STOT SE 3, H336	50-100%
-----------------------------------	------------------------------------------------------------------------	---------

Nombre comercial: Solobond M

(se continua en página 1)

CAS: 1565-94-2 EINECS: 212-782-2	BIS GMA Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317	10-25%
CAS: 868-77-9 EINECS: 212-782-2	metacrilato de 2-hidroxietilo Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317; STOT SE 3, H335	5-10%
	monómero adhesivo ácido Skin Corr. 1B, H314 Eye Irrit. 2, H319	5-10%
	Catalizador Aquatic Acute 1, H400 Acute Tox. 4, H302; Acute Tox. 4, H332; Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319	≤ 2,5%

## Anexo 4

### Características del composite GRANDIO VOCO



ES

material de obturación  
fotopolimerizable y nano-híbrido  
corresponde a EN 24049/ISO 4049

#### Instrucciones de uso

**Grandio®** es un material de obturación fotopolimerizable que combina el acreditado composite con la innovación de la nano-tecnología. **Grandio®** es radiopaco contiene el 87 % en peso de materiales de carga inorgánicos (a 71,4 Vol. %) en una matriz de metilmetacrilatos (Bis-GMA, TEGDMA) y endurece con luz halógena (luz azul). **Grandio®** se usa con un adhesivo para la dentina y el esmalte. **Grandio®** está disponible en prácticas jeringas y en las cápsulas para la aplicación directa.

#### Colores:

A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D2, D3, L, OA2, OA3.5, BL

#### Ámbitos de aplicación:

- Obturaciones de la clase I a V
- Reconstrucción de dientes anteriores traumáticamente deteriorados
- Revestimiento de dientes decoloridos en el sector anterior
- Correcciones de forma o color por razones estéticas
- Bloqueado, ferretización de dientes móviles
- Reparaciones de facetas
- Obturaciones de dientes de leche
- Reconstrucciones de muñones para coronas
- Inlays de composite

#### Elaboración:

##### Preparación/Selección del color:

Limpiar los dientes a tratar con una pasta limpiadora sin fluoruro. Marcar los puntos de contacto oclusales (sector posterior), una mínima separación proximal facilita la elaboración de la relación de contacto y la aplicación de la matriz. Para escoger el color comparar el colorímetro adjunto con el diente limpio antes de la anestesia (humedecer la muestra de color y el diente, y seleccionar el color a la luz natural).

##### Secado:

Asagurar una superficie de trabajo suficientemente seca. Se recomienda el uso de un dique de goma.

##### Preparación de la cavidad:

En general, se debe efectuar una preparación de la cavidad, según las normas de la técnica de obturación adhesiva, es decir mínimamente invasiva para la protección de la sustancia dentaria sana. En el sector anterior biselar los bordes de esmalte y en el área posterior redondearlos. No es necesario preparar las lesiones sin caries en el área del cuello del diente, aquí es suficiente una limpieza a fondo. A continuación, limpiar y secar la cavidad.

##### Base cavitaria:

En el área cercana de la pulpa se recomienda aplicar una base de hidróxido de calcio. Aplicar encima un cemento estable. Los cementos poliquinolicos (fontómicos de vidrio) resultan ventajosos, ya que liberan fluoruros.

##### Sistema adhesivo:

**Grandio®** se usa en la técnica adhesiva con un adhesivo para la dentina y esmalte. Se pueden usar todos los adhesivos fotopolimerizables. Referente a la preparación (técnica de grabado) así como elaboración, se deben considerar las respectivas instrucciones de uso.

Se recomienda el uso de Futurabond NR en la técnica de autograbado o Solebond M en la técnica de grabado total. Considerar las instrucciones de uso de Futurabond NR/Solebond M.

#### Aplicación de Grandio®:

El material debe alcanzar la temperatura ambiente antes del uso. Poner una matriz en las cavidades en el sector proximal. El uso de matrices translúcidas es ventajoso (superficies lisas). Aplicar el color elegido de **Grandio®** (véase colorímetro) y adaptarlo con un instrumento apropiado. Aplicar y polimerizar las obturaciones con capas de espesor no mayor a 2 mm.

#### Fotopolimerización:

Para la fotopolimerización del material son apropiados los aparatos de polimerización habituales. La fuerza de la luz no debería descender los 500 mW/cm<sup>2</sup> en aparatos con luz halógena así como los 300 mW/cm<sup>2</sup> en lámparas con diodo luminoso (LED). Los tiempos de polimerización por capa deben ser por lo menos 20 s, en el caso de colores opacos OA2 y OA3.5 por lo menos 40 s. Poner la fuente de la luz del aparato fotopolimerizable lo más cerca posible a la superficie de la obturación. Si la distancia es más de 5 mm, se puede generar una polimerización insuficiente. Un endurecimiento insuficiente puede llevar a cabo decoloraciones y dolores/molestias pulpares.

#### Terminación:

La terminación y el pulido de la obturación pueden ser efectuados, bajo refrigeración, inmediatamente después de retirar los elementos auxiliares (p. ej. con puntas de diamante finas o extrafinas, discos de plát). Finalmente se recomienda fluorizar los bordes de la obturación, o mejor aún, todo el diente.

**Grandio®** se puede utilizar según los procedimientos conocidos para Inlays directos o indirectos. Los valores de estabilidad físicos se mejoran con la polimerización externa (adicional).

#### Indicaciones de conservación:

- Aunque no se conocen efectos secundarios, no se pueden excluir sensibilidades con pacientes hipersensibles.
- No utilizar **Grandio®** en caso de que la técnica de aplicación recomendada no pueda ser aplicada o existan alergias comprobadas a algunos de los componentes (Bis-GMA, BHT, TEGDMA).
- Sustancias fenólicas, especialmente preparados que contienen timol y eugenol afectan la polimerización de materiales de obturación. Por eso, evitar la utilización de cementos a base de óxido de cinc-eugenol u otros materiales que contengan eugenol en combinación con materiales de obturación a base de resina.
- Se recomienda controlar obturaciones con altas cargas oclusales por lo menos una vez al año, para poder diagnosticar a tiempo cualquier modificación.

#### Conservación:

Conservar a temperaturas entre 4°C - 23°C. Al conservar el material en la nevera/heladera, el material debe alcanzar la temperatura ambiente antes del uso. Cerrar las jeringas inmediatamente después del uso, para evitar la influencia de la luz. No utilizar **Grandio®** después de la fecha de caducidad.

Nuestros preparados se desarrollan para uso en el sector odontológico. En lo que se refiere a la aplicación de nuestros productos, se han dado nuestras indicaciones verbales y/o escritas y consejos sin compromiso según nuestro leal saber y entender. Nuestras indicaciones y/o consejos no les dispensan comprobar los preparados suministrados por nosotros respecto a su aptitud para la aplicación intencionada. Dado que la aplicación de nuestros preparados se efectúa fuera de nuestro control, la misma se encuentra bajo su exclusiva responsabilidad. Naturalmente les aseguramos la calidad de nuestros preparados según las normas correspondientes y de acuerdo con el estándar establecido en nuestras condiciones generales de venta y entrega.

## SECCIÓN 3: Composición/información sobre los componentes

### 3.2 Caracterización química: Mezclas

- Descripción: Mezcla formada por las sustancias especificadas a continuación con adiciones no peligrosas.

#### - Componentes peligrosos:

CAS: 1565-94-2	BIS GMA Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317	2,5-5%
CAS: 109-16-0 EINECS: 203-652-6	Triethylene glycol dimethacrylate Skin Sens. 1, H317	≤ 2,5%

## Anexo 5

### Características del cemento BIFIX QM VOCCO



ES

#### Instrucciones de uso

##### Descripción del producto:

**Bifix QM** es un sistema de fijación endodélica, de curado dual a base de compuesto para restauraciones adhesivas y durables de metal, cerámica y materiales similares.

**Bifix QM** está disponible en los colores universal, transparente y blanco-espuma.

Con la jeringa QuickMix se mezcla automáticamente sin aerosol y sin burbujas. La alta adhesión del sistema **Bifix QM** se consigue en combinación con el apropiado adhesivo para dentinas/canal (Futurabond DC) y la obturación de la restauración con Ceramic Bond.

##### Indicaciones:

Fijación adhesiva de inlays, onlays, veneers, coronas, coronas parciales, puentes, puentes radiculares y puentes adhesivos (Maryland).

##### Modo de aplicación:

Para indicaciones detalladas, por favor, véase también las instrucciones de uso de Futurabond DC y Ceramic Bond.

##### 1. Preparación

Sacar eventualmente el provisional. Limpiar el diente, enjuagar cuidadosamente y secar ligeramente con aire.

##### Nota:

El área de trabajo tiene que estar limpia y seca. Se recomienda el uso de un dique de goma. Por la decoloración de los dientes bajo el dique de goma, el color final puede permanecer temporalmente alterado.

##### 2. Preparación preliminar

Proteger la dentina en proximidad de la pulpa con un relleno apropiado, p. ej. hidróxido de calcio y/o cemento ionómico de vidrio.

##### 3. Acondicionamiento de la restauración

##### a. Restauraciones de cerámica total

La parte interna de la superficie adhesiva de la restauración debe ser micro-grabada con ácido fluorhídrico. Normalmente, ya lo ha hecho el laboratorio dental. Grabar 15 s la restauración con un gel ácido fosfórico, después enjuagar y secar.

Depositar Ceramic Bond (slate) en una paleta de mezcla. Aplicar el Ceramic Bond en la parte interior de la restauración con un pincel y dejar actuar 60 s. A continuación, secar 5 s con aire sin aceite. No tocar la superficie acondicionada, o contaminar de cualquier manera.

b. Restauraciones de metal, compuesto y de dióxido de zirconio  
Limpiar las superficies con 1,5 - 2 bar de presión como mínimo y con un chorro de arena. Observarse las instrucciones de uso del respectivo material.

Retirar cuidadosamente los aerosoles del chorro de aire y secar las superficies a pegar. Aplicar el Ceramic Bond con un pincel en las superficies así acondicionadas, dejar actuar 60 s y secar cuidadosamente con aire libre de aceite. No tocar más las superficies a pegar y pegar la restauración rápidamente con **Bifix QM** considerando los siguientes puntos.

##### c. Fijación de inlay en el sillón

Limpiar con alcohol la superficie a unir y secar con aire libre de aceite. No tocar más la superficie a fijar y fijar la restauración bajo consideración de los siguientes puntos.

##### 4. Aplicación del adhesivo

Aplicar **Bifix QM** con un adhesivo apropiado. Observarse las instrucciones de uso de Futurabond DC.

##### 5. Fijación de la restauración con Bifix QM

Antes de colocar la restauración, realizar/observar eventuales trabajos combinados en las cavidades.

Mezclar inmediatamente antes de la fijación el **Bifix QM**, como descrito a continuación:

Debido a nuestras técnicas pueden resultar pequeñas diferencias en el nivel de dureza entre las dos cámaras de la jeringa. Por eso, eliminar el exceso de la jeringa y exprimir el material hasta que salga uniformemente de los dos orificios de salida. Colocar una cánula de mezcla tipo 11. Los boquetes en la jeringa y en la cánula de mezcla deben coincidir exactamente. Fijar la cánula de mezcla girando 90° en dirección de las agujas del reloj. El material se mezcla al exprimir en la cánula y puede ser aplicado directamente en la superficie preparada. Si necesario, se puede colocar adicionalmente una punta de aplicación del tipo 4 en la punta de la cánula de mezcla.

El tiempo de trabajo, bajo luz reducida, es 2,5 a 2,5 min. El tiempo de fraguado es 3 minutos después de colocar la restauración.

Insertar la pieza y fijar con una presión firme.  
Eliminar los excesos de **Bifix QM** con un paño de algodón o un pincel de un solo uso, en áreas proximales se recomienda usar dental. Dejar un ligero exceso (véase abajo).

##### 6. Fijación de pins radiculares de composite reforzados con fibras (en combinación con Futurabond DC):

1. Para la fijación de pins radiculares se frota 20 s el Futurabond DC mezclado (punto 1 y 2) con un aplicador en el canal radicular y en la superficie occlusal del muñón. Anclar 5 s el dispositivo con aire sin aceite. Eliminar eventuales excesos de material del canal con un hisopo de papel absorbente. No fotopolimerizar la capa adhesiva.

2. Se recomienda aplicar **Bifix QM**, con ayuda de las puntas de aplicación finas del tipo 1, directamente en el canal radicular. No utilizar ningún formato! El pin radicular preparado, de acuerdo a las instrucciones del fabricante, puede ser hermético adicionalmente con **Bifix QM**. Colocar el pin radicular obteniendo un ligero exceso del cemento.

3. Para la fijación del pin radicular y para el endurecimiento del Futurabond DC aplicado en forma occlusal fotopolimerizarlo por lo menos 40 s.

##### 7. Fotopolimerización

El tiempo de la polimerización puede ser regulado por fotopolimerización adicional. Para ello fotopolimerizar por lo menos 20 s cada segmento de las áreas de fuga de fijación con una lámpara halógena / LED con una fuerza de luz de por lo menos 500 mW/cm<sup>2</sup>. Tener la fuente de luz lo más cerca posible a la superficie que tiene que ser fotopolimerizada. Durante el proceso de fotopolimerización la restauración tiene que ser fijada en la posición correcta con un instrumento apropiado.

##### Indicaciones para la inhibición de oxígeno

Como todos los materiales basados en resina, el **Bifix QM** tampoco endurece en superficies que están en contacto con oxígeno de aire (p. ej. 50 µm capas subclínicas). Por favor, clips estos casos de métodos:

a. Dejar restos irregulares y quitados durante el trabajo posterior.  
b. Después de quitar el material excedente, cubrir los bordes de la restauración con un gel protector impermeable para el oxígeno.

##### 8. Acabado/fluorización

Es posible trabajar el material excedente inmediatamente después de la polimerización. Quitar el material excedente con un diamante de acabado o discos flexibles de pulir. Trabajar las zonas proximales con lixa de acabado y pulido. Realizar el control de grabado o dañado durante la elaboración.

##### Indicaciones, medidas de prevención:

Utilizar solamente adhesivos apropiados.

Algunos adhesivos de esmalte y dentina no son compatibles con compuestos de curado dual. En caso de duda observarse las instrucciones de uso de cada fabricante del respectivo adhesivo.

Para obtener una adhesión óptima, utilizar Futurabond DC.

**Bifix QM** contiene Bis-GMA, peróxido de bencilo y aminas. **Bifix QM** no debe ser usado en caso de hipersensibilidades (alergias) contra estos ingredientes.

En caso de contacto con los ojos, enjuagar inmediatamente con mucho agua y contactar a un médico.

En caso de un espesor de dentina insuficiente (menos de 1 mm) no se pueden evitar irritaciones de la pulpa.

Tomar medidas para la protección pulpar.

Restos de preparados de tinte, eugenol respectivamente aceites de clavos afectan la polimerización del compuesto de fijación y, por eso, deben ser evitados. Utilizar solamente cementos sin eugenol para fijaciones provisionales.

Por su alto valor de adhesión **Bifix QM** 100 es apropiado para la fijación de brackets.

Las propiedades protéticas del producto se consiguen sólo bajo el uso de las cámbulas de mezcla originales Sulfur Mixpac, autorizadas de VOCCO. Nosotros, VOCCO, disponemos de todas las cámbulas de mezcla correspondientes para nuestros productos.

##### Conservación:

Conservar entre 4 °C - 23 °C. No utilizar después de la fecha de caducidad.

Se recomienda la conservación en la nevera/l refrigerador.

El material debe alcanzar la temperatura ambiente antes de su uso!

Nuestros preparados se desarrollan para uso en el sector odontológico.

En lo que se refiere a la aplicación de nuestros productos, se han dado nuestras indicaciones verbales y/o escritas y consejos sin compromiso según nuestro *look & entend*. Nuestras indicaciones y/o consejos no los dispensan de comprobar los preparados suministrados por nosotros respecto a su calidad para la aplicación intencionada. Dado que la aplicación de nuestros preparados se efectúa fuera de nuestro control, la misma se encuentra bajo su exclusiva responsabilidad. Naturalmente los aseguramos la calidad de nuestros preparados según las normas correspondientes y de acuerdo con el estándar establecido en nuestras condiciones generales de venta y entrega.

### SECCIÓN 3: Composición/información sobre los componentes

· 3.2 Caracterización química: Mezclas

· Descripción: Mezcla formada por las sustancias especificadas a continuación con adiciones no peligrosas.

Componentes peligrosos:		
CAS: 1565-94-2	BIS GMA Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317	10-25%
CAS: 6606-59-3 EINECS: 229-551-7	1,6-hexanediylobismethacrylate Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; STOT SE 3, H335	10-25%

Nombre comercial: Bifx QM base

( se continua en página 1 )		
	Catalizador Aquatic Acute 1, H400 Acute Tox. 4, H302; Acute Tox. 4, H332; Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319	≤ 2,5%

## Anexo 6

### Características de la sierra de precisión ISOMET 1000 BUEHLER



## Ajustes flexibles para la preparación variada de la muestra

- El rango de RPM oscila entre 100 y 975 para proporcionar una gran calidad de corte para materiales variados
- Tabe saw permite la alineación de la muestra (accesorio)
- Gran versatilidad en la sujeción de todo tipo de formas y configuraciones simples
- Herramienta de corte capaz de seccionar virtualmente cualquier material incluyendo metales frágiles o dúctiles, compuestos, cementos, laminados, plásticos, dispositivos electrónicos y biomateriales. Cuando se equipa con el mandril rotativo opcional, los tiempos de corte se reducen drásticamente.

## Excelente calidad de corte para materiales delicados

- Fuerza de corte por gravedad para reducir la deformación en muestras delicadas

## Anexo 7

### Características del sistema de tracción MICROTENSILE/SEMI UNIVERSAL ODEME



#### **CODIGO:** OM100

Una máquina versátil, portátil, fácil de usar y con una excelente relación coste-beneficio.

Desarrollada inicialmente para ensayos de microtracción, el Microtensile OM100 ganó nuevas características y ahora permite que otros ensayos como microshear, flexión tres puntos, flexión 4 puntos y la última versión de ensayos de microtracción con Jig Geraldeli 2.

Cuenta con un sistema permanente para la protección celular. Apaga la máquina automáticamente si se alcanza el límite de la celda de carga.

Tiene una conexión de puerto serie para la identificación automática.

Capacidad: hasta 50 kgf (500 N). U ordenar su máquina con célula de carga de menor capacidad, 5, 10 o 20 kgf creciendo la exactitud de los ensayos.

Trabaja en el eje horizontal

Incluye software Análisis versión 2.1 con informes y gráficos tensión x deformación.

Máquina fornecida con los dispositivos y garras de microtracción Jig 1, dispositivo de eliminación de especímenes, dispositivo de microcizallamiento y el dispositivo de ISO para ensayos de flexión de 3 puntos.

## Anexo 8

### Características del estereoscopio EU – 45 DSZM SOGERESA

#### MODELO: EU- 45 DSZM

##### Especificaciones Técnicas:

Cabezal: Binocular  
Oculares: WF10X  
Ratio Zoom: 0.7X-4,5X  
Distancia de trabajo: 100 mm  
Iluminación: Incidente, transmitida o ambas simultáneamente.

##### Incluye:

CÁMARA 3.0 MP CMOS  
Sensor: Micron  
Modo escaneo: Progresivo  
Formato sensor: 1/2"  
Sensibilidad: 1,0 V/ Lux-sec (550nm)  
Pixel: 3.2µmX 3.2 µm  
Interfase: USB 2.0/ 480Mb/s  
Resolución: 2048H x 1536V  
Temperatura de funcionamiento: 0-60°C  
Filtro: RGB Bayer  
Humedad: 45%-85%  
Montura para lente: C y CS, incluye anillo adaptador  
Control: Tamaño de imagen, brillo, gain, tiempo de exposición, RGB  
Salida RGB: 8 bit  
Balance blanco: Auto / Manual  
Control de Exposición: Auto/Manual  
Tiempo de exposición: 1ms-0,3s



##### SOFTWARE

Para su uso conjunto con un Microscopio o Estereoscopio digital. Permite la realización de diversas acciones tras la obtención de imágenes:

- Toma de fotografías de alta calidad, resolución y video
- Medición de imágenes: lineal, rectangular, circular
- Función de tratamiento de imágenes: reparación, oscurecimiento, abrillantado, ajuste de color, filtros, zoom, tamaño, rotaciones, etc.
- Calibración

## Anexo 9

### Tablas de Distribución de medias de los lados y áreas de trabajo y pruebas de homogeneidad de cada muestra del estudio, comparando con los sistemas adhesivos

Distribución de Medias de los lados y áreas de trabajo obtenidas de cada muestra en el estudio (Fuente: SPSS 22)

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Ancho 1 (mm)	858	,70	2,80	,9798	,1424
Ancho 2 (mm)	858	,68	1,10	,8715	,1026
Area (mm <sup>2</sup> )	858	,5236	2,5760	,8550	,1658
N válido (por lista)	858				

Prueba de homogeneidad entre Ancho 1 de la muestra respecto a los sistemas adhesivos (Fuente SPSS 22)

**Ancho 1 (mm)**

Sistema Adhesivo		N	Subconjunto para alfa = 0.05
			1
HSD Tukey <sup>a,b</sup>	Convencional	275	,9618
	Autograbante	300	,9881
	Dual	283	,9886
	Sig.		,064
Scheffe <sup>a,b</sup>	Convencional	275	,9618
	Autograbante	300	,9881
	Dual	283	,9886
	Sig.		,080

Prueba de homogeneidad entre Ancho 2 de la muestra respecto a los sistemas adhesivos (Fuente SPSS 22)



**Ancho 2 (mm)**

Sistema Adhesivo		N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
HSD Tukey <sup>a,b</sup>	Autograbante	300	,8492	
	Convencional	275		,8733
	Dual	283		,8932
	Sig.		1,000	,050
Scheffe <sup>a,b</sup>	Autograbante	300	,8492	
	Convencional	275		,8733
	Dual	283		,8932
	Sig.		1,000	,065

Prueba de homogeneidad entre Área de trabajo de la muestra respecto a los sistemas adhesivos (Fuente SPSS 22)

**Area (mm2)**

Sistema Adhesivo		N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
HSD Tukey <sup>a,b</sup>	Autograbante	300	,8408	
	Convencional	275	,8415	
	Dual	283		,8831
	Sig.		,999	1,000
Scheffe <sup>a,b</sup>	Autograbante	300	,8408	
	Convencional	275	,8415	
	Dual	283		,8831
	Sig.		,999	1,000

