



**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD  
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA**

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE  
BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE  
DENTAL EN PREMOLARES EMPLEANDO UNA RESINA FLUIDA  
FOTOPOLIMERIZABLE Y UN CEMENTO RESINOSO PARA  
ORTODONCIA. AREQUIPA-2017**

**Tesis presentada por la bachiller:  
ARLETTY ALEXANDRA ALIAGA SUCA  
para optar el TÍTULO PROFESIONAL de  
Cirujano Dentista**

**AREQUIPA – PERÚ  
2018**

## **DEDICATORIA**

Quiero dedicar esta tesis, a mis padres  
y hermanos que siempre me acompañaron  
en este recorrido, por el amor y apoyo  
que me dan día a día.

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a mi Dios, el cual es mi creador y mi salvador, porque sé que todo lo que he logrado ha sido por su guía en mi vida. Él fue mi fortaleza en tiempos difíciles.

A mis padres por su amor y apoyo.

Un agradecimiento especial a mis asesores que me ayudaron a lograr esto.

## RESUMEN

En el presente estudio se evaluó la eficacia de dos sistemas adhesivos de fotopolimerizado, siendo uno un cemento resinoso de común uso y presentación en el mercado, contra una resina fluida, de uso poco frecuente, para la adhesión de los brackets. Para lograr nuestro objetivo, se midió la resistencia a la tracción que poseían estos dos grupos y luego se estableció si existen diferencias entre ellos.

En este trabajo in vitro se utilizó 30 muestras de premolares, siendo divididos en dos grupos de 15 muestras, el grupo A para la resina fluida (Opallis Flow, FGM) y el grupo B por el cemento resinoso (Heliosit Orthodontic, Ivoclar Vivadent), a estos se les cemento brackets estándar, siguiendo los protocolos indicados por el fabricante para cada grupo. Posteriormente estos fueron sometidos a fuerzas de tracción usando, para tal fin, una máquina universal de ensayos para tracción de polímeros, ejerciendo una fuerza de 5 mm/min, dividiendo la fuerza por el área de la base del bracket.

Nuestro estudio correspondió al tipo experimental, además el diseño investigativo fue transversal, laboratorial, prospectivo y comparativo. La técnica de recolección de datos fue la observación laboratorial y el instrumento para el registro de información fue una ficha de datos.

Los resultados muestran que la fuerza de adhesión de los bracket metálicos a la superficie del esmalte en premolares empleando resina fluida es de 6.55 MPa, mientras que en los que se utilizó cemento resinoso para ortodoncia, su valor promedio fue 3.18 MPa; según la prueba estadística aplicada, esta diferencia fue significativa, por tanto, la resina fluida fue mejor que el cemento resinoso para la adhesión de brackets metálicos.

### **Palabras clave:**

Fuerza de adhesión. Brackets metálicos. Resina fluida. Cemento resinoso. Ortodoncia.

## ABSTRACT

In the present study, the effectiveness of two photopolymerized adhesive systems was evaluated, one being a resinous cement commonly used and presented on the market, against a fluid resin, infrequently used for the adhesion of the brackets. To achieve our goal, the tensile strength of these two groups was measured and then established if there were differences between them.

In this in vitro work, 30 premolar samples were used, divided into two groups of 15 samples, group A for fluid resin (Opallis Flow, FGM) and group B for resin cement (Heliosit Orthodontic, Ivoclar Vivadent). To these they are cemented standard brackets, following the protocols indicated by the manufacturer for each group. Subsequently they were subjected to tensile forces using a universal test machine for tensile polymers, exerting a force of 5 mm / min, dividing the force by the area of the base of the bracket.

Our study corresponded to the experimental type; in addition the research design was transversal, laboratory, prospective and comparative. The technique of data collection was laboratory observation and the instrument for recording information was a data sheet.

The results show that the bond strength of the metallic bracket to the surface of the enamel in premolars using fluid resin is 6.55 MPa, whereas in which resin cement used for orthodontics, its average value was 3.18 MPa; according to the applied statistical test, this difference was significant, therefore, the fluid resin was better than the resin cement for the adhesion of metal brackets.

### **Keywords:**

Strength of adhesion. Metal brackets. Fluid resin. Resin cement. Orthodontics.

# ÍNDICE

<b>CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....</b>	<b>1</b>
1.1. Descripción de la realidad problemática.....	1
1.2. Formulación del problema .....	3
1.3. Objetivos de la investigación .....	3
1.4. Justificación de la investigación .....	4
1.4.1. Importancia de la investigación .....	4
1.4.2. Viabilidad de la investigación .....	5
1.5. Limitaciones del estudio .....	6
<b>CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>7</b>
2.1. Antecedentes de la investigación.....	7
2.2. Bases teóricas.....	10
2.2.1. Histología del esmalte .....	10
2.2.2. Adhesión en esmalte .....	14
2.2.3. Resinas compuestas .....	17
2.2.3.1. Composición .....	17
2.2.3.2. Clasificación de las resinas.....	23
2.2.3.3. Sistemas adhesivos .....	31
2.2.3.4. Polimerización de las resinas.....	41
2.2.4. Adhesión en ortodoncia.....	42
2.2.4.1. Fuerzas empleadas en tratamientos Ortodónticos.....	42
2.2.4.2. Materiales usados para la colocación de brackets .....	44
2.2.4.3. Procedimiento para la adhesión.....	50
2.2.5. Máquina universal de tracción de polímeros .....	57
2.3. Definición de términos básicos.....	59

<b>CAPÍTULO III: HIPÓTESIS Y VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN .....</b>	<b>61</b>
3.1. Formulación de la hipótesis principal y derivadas .....	61
3.2. Variables; definición conceptual y operacional.....	61
<b>CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA.....</b>	<b>62</b>
4.1. Diseño metodológico.....	62
4.2. Diseño muestral .....	63
4.3. Técnicas de recolección de datos .....	65
4.4. Técnicas estadísticas para el procesamiento de la información ...	67
4.5. Aspectos éticos .....	68
<b>CAPÍTULO V: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN .....</b>	<b>69</b>
5.1. Análisis descriptivo, tablas de frecuencia, gráficos .....	69
5.2. Análisis inferencial .....	77
5.3. Comprobación de hipótesis.....	78
5.4. Discusión .....	79
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>81</b>
<b>RECOMENDACIONES .....</b>	<b>82</b>
<b>FUENTES DE INFORMACIÓN .....</b>	<b>83</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>87</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1.....	69
Tabla N°2.....	72
Tabla N°3.....	75
Tabla N°4.....	77

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico N°1.....	71
Gráfico N°2.....	74
Gráfico N°3.....	76

## INTRODUCCIÓN

Desde su inicio, uno de los grandes desafíos que ha tenido la ortodoncia es la constante búsqueda de sistemas que garanticen la permanencia de los brackets sujetos a los dientes, para que las fuerzas aplicadas se mantengan constantes y no se interrumpan por su descementación. A partir del siglo XVIII se utilizaron las bandas como método de fijación de brackets, para solucionar apiñamientos dentales en ortodoncia, pero a través del tiempo fueron remplazadas por diferentes sistemas adhesivos que presentan mayores ventajas como estética, fácil remoción, menor lesión a tejidos periodontales, que facilitan la higiene oral del paciente.<sup>1</sup>

Hoy en día la colocación de los brackets es acto frecuente para los tratamientos de ortodoncia, en el mercado encontramos distintos tipos de adhesivos, tales como ionómeros, cementos resinosos, usados para cumplir con este propósito, estos van acompañadas de diferentes técnicas de aplicación según las instrucciones del fabricante, sin embargo ante el desprendimiento de los brackets frente a las distintas fuerzas que se presentan en la boca, nace la duda de saber cuál de estos adhesivos que se nos ofrecen en el mercado puede ofrecernos mayor permanencia de estos durante el tratamiento, esto depende de la fuerza de adhesión que posea el sistema adhesivo.

Uno de los materiales más utilizados y recomendados según estudios de investigación para el cementado de brackets son las resinas compuestas de fotocurado, por presentar mayor fuerza de adhesión, motivo por el cual en este trabajo de investigación se evaluó la fuerza de adhesión de dos resinas compuestas de fotocurado para la adhesión de brackets metálicos y se expone los resultados de la investigación, el cual es expresado en la resistencia a la fuerza de tracción lo cual es lo que nos brinda cada uno de estos productos.

Por ello, en esta investigación se probó el uso de un cemento resinoso y una resina fluida, para así poder exponer cuál de estos productos es el mejor en la resistencia a la tracción.

## **CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **1.1. DESCRIPCIÓN DE LA REALIDAD PROBLEMÁTICA**

Dentro de las prioridades del ser humano se encuentra el cuidado de su apariencia física, la estética corporal y la belleza en general; por lo que es usual que, para lograr este objetivo y conseguir un bienestar emocional, las personas se realizan tratamientos con el fin de mejorar su aspecto físico y alcanzar así la estética deseada.

Precisamente, uno de los principales componentes de la belleza actual es la armonía dental, la cual se ve afectada por alteraciones de forma, color y alineación de piezas dentales, este último siendo obtenido por medio de tratamientos de ortodoncia, sin embargo dentro de los aspectos a considerar que este tratamiento tenga éxito recae en el correcto funcionamiento y la permanencia prolongada del bracket al esmalte para lo cual es necesaria su adecuada adhesión a la superficie del diente.

Entendemos por adhesión que es la fuerza de unión del contacto íntimo entre dos materiales. Según la Sociedad Americana de Materiales Dentales es la fuerza capaz de sostener materiales unidos por medio de enlaces de las superficies.<sup>2</sup>

En ortodoncia se define la adhesión como el resultado de un conjunto de interacciones que contribuyen a unir dos superficies, el esmalte por un lado y la base del bracket por otro. Esta unión se produce por medio de un cemento, siendo fundamental para su mayor tiempo y permanencia durante el tratamiento realizado.

La adhesión de los materiales de cementación usados en ortodoncia y el esmalte es la única que está destinada a ser de uso temporal.

Sin embargo existe un problema de lo más frecuente que es el desprendimiento de los brackets, siendo desalojados de su posición, e interrumpiendo el tratamiento ortodóntico, llegando a generar daños en los carrillos u otros tejidos blandos de la cavidad oral, conllevando a la insatisfacción del paciente y consumo de tiempo del ortodoncista colocando un nuevo bracket <sup>3</sup>, conllevando a la duda de buscar un sistemas adhesivo que garantice mayor permanencia de estos durante el tratamiento de ortodoncia.

Debido a la demanda de “tratamientos estéticos”, se han ido cambiando los diseños y tamaños de la Malla de los brackets que influyen en la adhesión de estos a las piezas dentarias, a medida que el área retentiva de la base de los brackets ha ido disminuyendo (por motivos estéticos), otras variables de adhesión han cobrado vital importancia, de ellas el agente adhesivo es quizá la variable más estudiada, por lo cual sus propiedades físicas y químicas como: espesor de película, técnica de grabado, capacidad de dispersión, solubilidad, tipo de polimerización, unión química (a la superficie dental) son objetos de intensa investigación, en los cuales en el mercado se expenden infinidad de productos que mencionan poseer las propiedades de adhesión que el ortodoncista requiere.<sup>4</sup>

Los más comunes y populares desde la introducción del grabado ácido, fueron los sistemas de autocurado. Posteriormente, con la evolución de los sistemas adhesivos, se introdujo el uso de cementos fotopolimerizables con la finalidad de mejorar el tiempo de atención clínica y la colocación de brackets de manera más precisa.

Motivo por el cual en el presente estudio se evaluó dos sistemas adhesivos de fotopolimerización para la cementación de brackets, siendo uno, la resina fluida Opallis Flow que menciona dentro de sus componentes presentar un 72% de carga inorgánica, dándole las propiedades de mayor dureza, resistencia, y disminuyendo la contracción al momento de la fotopolimerización, y el otro, sería el cemento resinoso de ortodoncia Heliosit Orthodontic que contiene 14% de relleno inorgánico, variando sus propiedades que el relleno inorgánico le proporciona a la matriz del sistema adhesivo, ante estas varianzas se ve la necesidad de investigar sobre la eficiencia de adhesión de dos tipos de materiales, uno de ellos el cemento

resinoso de ortodoncia siendo el comúnmente usado, a diferencia de una resina fluida que no es de uso común en la adhesión de brackets metálicos, lo que permitirá conocer el sistema de adhesión más efectivo que pueda resistir las fuerzas de tracción, evitando el desprendimiento del bracket de la superficie dentaria, que a veces son producidos tanto con la función normal de la masticación, como por dobleces realizados en el alambre.

El objetivo de este estudio es comparar la fuerza adhesiva de dos diferentes materiales para cementación de brackets en ortodoncia.

## **1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA**

¿Existirán diferencias en la fuerza de adhesión de brackets metálicos a la superficie del esmalte dental entre una resina fluida fotopolimerizable y otra de cemento resinoso fotopolimerizable para ortodoncia?

## **1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN**

- Determinar la fuerza de adhesión de los brackets metálicos a la superficie del esmalte en premolares empleando resina fluida.
- Determinar la fuerza de adhesión de los brackets metálicos a la superficie del esmalte en premolares empleando cemento resinoso para ortodoncia.
- Comparar la fuerza de adhesión de brackets metálicos a la superficie del esmalte dental en premolares entre la resina fluida y el cemento resinoso para ortodoncia.

## **1.4. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN**

La adhesión de los brackets al esmalte dental puede verse afectado por diferentes fuerzas que pueden interferir sobre él, se pueden producir en los tres sentidos del espacio, y pueden darse por medio de momentos y fuerzas, estas fuerzas que con mayor frecuencia pueden reproducirse son de tracción, torque y cizallamiento.

De las fuerzas mencionadas el presente estudio lo vamos a centrar principalmente en tracción, ya que durante el tratamiento los aditamentos son sometidos a distintas fuerzas, en su mayoría producto de la masticación y que van a tener la tendencia a desplazarlo y a su posterior despegue. Es por esto, que el sistema de adhesión debe ser lo suficientemente resistente para soportar adecuadamente las fuerzas de masticación, pero de igual manera permitir el retiro seguro de los brackets.

Por todo lo expuesto, surge la necesidad de buscar alternativas que solucionen efectos indeseados en la adhesión de brackets, por tanto, el presente estudio tiene como finalidad exponer la eficiencia de adhesión de dos tipos de materiales siendo uno el cemento resino de fotopolimerización (Heliosit orthodontic) que comúnmente se utiliza y que ha presentado buenos resultados en la cementación de brackets, con la resina fluida fotopolimerizable (Opallis Flow). Se decide evaluar la fuerza adhesiva que puede presentarse en estas dos resinas. Así, se pretende contribuir a la elección de materiales que conduzcan al éxito del ejercicio clínico y a la optimización de los tratamientos de ortodoncia.

### **1.4.1. Importancia de la investigación**

Este estudio es importante para poder conocer las fuerzas de adhesión de cada resina y tener en cuenta la eficacia y resistencia; ofrecer una alternativa a los cirujanos dentistas sobre sistemas de cementación de brackets, obteniendo así un adhesivo que nos garantice la mayor permanencia en la superficie dentaria.

#### **1.4.2. Viabilidad de la investigación**

Esta investigación es viable porque se cuenta con los recursos humanos, financieros, materiales e institucionales necesarios para llevarse a cabo.

##### **A. HUMANOS:**

**Investigador** : Bach. Arletty Alexandra Aliaga Suca  
**Asesor** : Mg. Huber Salinas Pinto

##### **B. FINANCIEROS:**

El presente trabajo de investigación fue financiado en su totalidad por la investigadora.

##### **C. MATERIALES:**

- Guantes.
- Vasito dappen.
- Escobillas para profilaxis.
- Pera de aire.
- Algodón.
- Acrílico.
- Monómero.
- Alambre micrón.
- 30 piezas dentales naturales (premolares).
- Ácido orto fosfórico al 37%.
- Cemento Heliosit orthodontic.
- Resina fluida Opallis Flow.
- Adhesivo para resina fotopolimerizable.

#### **D. INSTRUMENTALES:**

- Posicionador de brackets.
- Pinza para brackets.
- Pinzas de ortodoncia para brackets.
- Brackets.

#### **E. EQUIPOS:**

- Máquina universal de medición de fuerzas.
- Lámpara de luz LED.
- Micromotor y contraángulo.
- Jeringa triple.
- Cámara fotográfica.
- Compresora dental de aire.

#### **F. INSTITUCIONALES:**

1. Universidad Alas Peruanas – Filial Arequipa.
2. Laboratorio de la Universidad Católica de Santa María.

### **1.5. LIMITACIONES DEL ESTUDIO**

Dado las características del presente estudio, el cual es totalmente in vitro, no existen limitaciones para llevar a cabo el proceso de elaboración y medición de las muestras motivo de investigación.

## CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

### 2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

#### A. ANTECEDENTES INTERNACIONALES:

Reyes Rodríguez Luis Arturo. EVALUACIÓN IN VITRO DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EMPLEANDO 3 TIPOS DE SISTEMAS ADHESIVOS AUTOPOLIMERIZABLES. Tesis. Universidad de San Francisco. Quito Ecuador. Mayo 2007. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los promedios de fuerza requeridos para despegar los brackets con los 3 diferentes tipos de resina. En comparación con estudios previos, los valores obtenidos en MPa para despegar los brackets son óptimos para todos los casos, sin embargo el grado de dispersión presente es un indicativo también de las bajas cargas que pueden soportar algunos dientes dependiendo de su anatomía. Los grupos de premolares superiores e inferiores presentan diferencias numéricas pero no estadísticamente significantes, observando en todos los casos mayor resistencia al despegado en los premolares inferiores que en los superiores.<sup>5</sup>

Echevarría Pizarro Sergio. ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE DOS CEMENTOS DE ORTODONCIA QUE UTILIZAN ACIDO GRABADOR Y CEMENTOS QUE NO UTILIZAN EN RELACIÓN A RESISTENCIA AL DESPLAZAMIENTO. Tesis. Universidad de Chile área de biomateriales dentales. Santiago de Chile 2006. Los resultados de este trabajo refieren que en el cemento para ortodoncia con previo grabado acido, es un cemento de utilización clínica con valores aceptables al desplazamiento.<sup>6</sup>

Caballero Pachón Andrea Marcela. César Augusto Bincos Uribe. Jaime Andrés Fernández Izquierdo. Jaime Rodrigo Rivera Barrero. Eliana Midori Tanaka Lozano. COMPARACIÓN DE LA FUERZA DE ADHESIÓN Y EL TIPO DE FALLA ENTRE DOS CEMENTOS DE RESINA PARA ORTODONCIA. Revista. Avances en materiales dentales. 2011. La fuerza de adhesión y el tipo de falla observados al utilizar una resina compuesta o una resina acrílica son similares; por consiguiente, ambos materiales podrían ser recomendados para la cementación de brackets en ortodoncia. El tipo de falla puede estar relacionado con el uso o no de un sistema adhesivo y con la composición del agente cementante.<sup>1</sup>

Herrera Rosero. ESTUDIO COMPARATIVO IN-VITRO DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN ENTRE UNA RESINA FOTOPOLIMERIZABLE Y UNA AUTOPOLIMERIZABLE EN ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS. Tesis. Universidad de las Américas. Chile 2016. Los sistemas adhesivos actuales tanto de autopolimerización como de fotopolimerización son eficaces al momento de adherir brackets y de resistir fuerzas para generar movimiento, el problema radica principalmente en la manipulación y medio húmedo en momento de colocar un bracket. Entre los dos sistemas adhesivos el que marcó más diferencia en resistir la fuerza de tracción fue el de autopolimerizado, por lo que tuvo valores más elevados.<sup>7</sup>

## **B. ANTECEDENTES NACIONALES:**

Fuentes García Alexander. ESTUDIO IN VITRO COMPARATIVO DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE UN IONÓMERO Y DOS RESINAS UTILIZADAS PARA ADHERIR BRACKETS. Tesis. Universidad Mayor de San Marcos. Lima Perú 2002. Los agentes adhesivos a base de resina presentan mayor fuerza de adhesión que los agentes adhesivos a base de ionómero híbrido. Los agentes adhesivos a base de resina fotopolimerizable presentan mayor fuerza de adhesión que los agentes adhesivos a base de resina autopolimerizable. El grabado ácido incrementa la fuerza de adhesión cuando es realizada previo al uso de un ionómero híbrido como agente adhesivo.<sup>3</sup>

## **C. ANTECEDENTES LOCALES:**

Fernando Fernández Dávila Barahona. EVALUACIÓN DE LA FUERZA DE TRACCIÓN EN SISTEMAS DE ADHESIVOS ORTODÓNCICOS DE AUTOCURADO, FOTOCURADO Y AUTOADHERENTES EN PIEZAS DENTARIAS PERMANENTES. Tesis. Universidad Católica de Sana María. Arequipa 2014. La fuerza de adhesión del grupo de fotocurable es mayor, dando como mayor medida más de 74 N. El grupo de autoadherente donde se utilizó todas las indicaciones del fabricante dio un resultado bueno, pero mejorable al aplicarle adhesivo de resina como en el grupo de Fotocurable.<sup>4</sup>

## **2.2. BASES TEÓRICAS**

### **2.2.1. Histología del esmalte**

Está formado estructuralmente por millones de prismas adamantinos que recorren toda su extensión, desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa que se encuentra en contacto con el medio bucal.<sup>8</sup>

Los cristales de hidroxapatita se componen según el medio líquido donde se originan. Los cristales de la superficie del esmalte contienen flúor, hierro, estaño, cinc y otros elementos. Desde el punto de vista óptico, son translucidos y birrefringentes. En cuanto a sus dimensiones se informados algunos que miden hasta 210 nm. Es muy difícil medirlos, ya que escapan al campo microscópico electrónico.<sup>9</sup>

Desde el punto de vista químico, los cristales de hidroxapatita son susceptibles (solubles) a la acción de ciertos ácidos, motivo por el cual es un sustrato viable donde se puede dar origen la caries dental. Este sustrato también reacciona ante cualquier noxa (física, química o biológica) con pérdida de sustancia cuya magnitud está en relación directa con la intensidad y frecuencia del agente causal.<sup>8</sup>

Otras causas que provocan pérdida de la sustancia adamantina son los desgastes causados por fenómenos con etiologías diferentes, como son: la erosión, la abrasión y la abfracción. Por ejemplo pueden verse afectado por desmineralización ácida (caries, erosiones y acondicionamiento ácido), por estrés oclusal (atrición o abfracciones o ambas), por la acción de pastas y sustancias abrasivas (abrasiones) y por traumatismos (fracturas) o combinación de dos o más entidades; pudiendo producirse en él fenómenos de remineralización, a través de la captación de iones, como el catión calcio. Mediante la aplicación de topicaciones o el uso de pastas fluoradas los iones fluoruro pueden sustituir a los grupos oxhidrilos

del cristal de apatita, convirtiéndolo en un cristal de fluorhidroxiapatita, un sustrato menos soluble a los ácidos.<sup>8</sup>

### **Estructura del esmalte:**

Prismas adamantinos:

La unidad estructural del esmalte es el prisma adamantino y está formado por billones de cristales de hidroxiapatita, cada cristal tiene forma hexagonal.<sup>8</sup>

Adopta, en un corte transversal, la forma denominada “ojo de cerradura de llave antigua”.<sup>8</sup>

Los prismas tienen dos partes: la cabeza o cuerpo y la cola. Sus estructuras se encuentran perfectamente engranadas unas con otras y por esta disposición se le atribuye a la cabeza o cuerpo la resistencia del esmalte a las fuerzas masticatorias y a la cola la propiedad de disipar las fuerzas que recibe. Se disponen en un trayecto ondulado a nivel del límite amelodentinario se entrecruzan dándole a esta zona mayor resistencia.<sup>9</sup>

Anteriormente se creía que estaban dispuestos en forma perpendicular a la superficie externa adamantina, ahora se asevera que éstos forman ángulos rectos de 90° con respecto a esa superficie a nivel de los vértices de las cúspides, en las vertientes internas (zona de fosas y fisuras) forman ángulos agudos de 60° y a nivel cervical forman ángulos obtusos de 96°.<sup>8</sup>

Estrías de Retzius:

Las estrías de Retzius son líneas que se producen en el esmalte posiblemente como consecuencia de una breve interrupción o perturbación de la calcificación.<sup>9</sup>

Están separadas a distancias regulares en el límite amelodentinario. Su dirección es oblicua respecto a la superficie del esmalte. En la zona de las cúspides no aparecen.<sup>9</sup>

Entre ella existen intervalos de 20 a 80  $\mu\text{m}$  siendo más numerosas a nivel cervical.<sup>10</sup>

Penachos adamantinos o de Lincher:

Se encuentran en mayor número debajo de las superficies que tienen una convexidad pronunciada. No cruzan todo el esmalte sino apenas parte de su grosor. Como su nombre lo indica tiene aspecto de matas de pasto o cabellos y tanto su forma como su recorrido son muy irregulares.<sup>10</sup>

Los husos:

Serian provocados por la prolongación en el esmalte de los conductillos dentinarios que han quedado atrapados al comienzo de la calcificación cuando el futuro límite amelodentinario (LAD) todavía se encuentra en estado plástico y coincide aproximadamente con la zona de las cúspides dentarias.<sup>10</sup>

Laminillas:

Son fallas que se extienden transversalmente desde el límite amelodentinario hasta la superficie. Parecen deberse a interrupciones de la calcificación o a líneas de tensión creadas en el esmalte en formación.<sup>10</sup>

Otras características:

La dureza del esmalte se debe a que está compuesto por 96 % de sustancia inorgánica; sólo el 3 % es agua y 1 % sustancia orgánica.<sup>9</sup>

El componente inorgánico lo ocupa principalmente los fosfatos y carbonatos de calcio cristalizados.<sup>9</sup>

El esmalte es un tejido dinámico que permite el paso selectivo de agua e iones a través de él. Esto le confiere su capacidad de reparación y cicatrización.<sup>9</sup>

Hay que tener en cuenta que el esmalte no puede regenerarse, sólo remineralizarse. Siendo muy duro, es frágil a la vez y susceptible a micro y macrofracturas.<sup>9</sup>

Los valores de dureza no son constantes en todo el espesor, sino que van decreciendo hacia el límite amelodentinario (3,1-4,7 GPa). Algunos autores lo consideran anisótropo, y describen que las propiedades físicas varían según la orientación de aplicación del estímulo respecto de la disposición de los cristales. Su elasticidad es muy escasa (módulo elástico de Young entre 72 y 87 GPa), debido a que posee reducida cantidad de agua y sustancia orgánica, lo que a su vez lo hace un tejido frágil. Estos aspectos se deberán considerar en el tallado de las cavidades o preparaciones, ya que debería evitarse dejar esmalte sin su correspondiente soporte dentinario, o al menos asegurar el soporte de un material con características similares a la dentina.<sup>8</sup>

Su superficie externa es amorfa y es la menos reactiva a la acción del ácido grabador cuando se realiza la técnica de adhesión; está cubierta por una película de sustancia orgánica contenida en la saliva, que es necesario eliminar ya que tiene una energía superficial baja, a diferencia de la hidroxiapatita que tiene una energía superficial alta, lo que favorece a la adhesión en los procedimientos restauradores.<sup>11</sup>

Sustancia orgánica del esmalte:

La parte orgánica está representada por proteínas en forma de aminoácidos, como las amelogeninas y las enamelinas, sin presencia de colágeno, carbohidratos y lípidos. El agua se encuentra distribuida en el interior de los cristales y la mayor parte en la sustancia interprismática.<sup>12</sup>

El esmalte superficial, en su espesor de 0.1 a 0.2 mm es más duro y posee más materia orgánica que el resto del esmalte. El porcentaje de glucoproteínas es de 10 veces más grande. Su mayor dureza se debe a la constante exposición a la saliva y a la precipitación de sales de calcio y fósforo, con oligoelementos como flúor, hierro, estaño, zinc, etc.<sup>9</sup>

Permeabilidad:

El esmalte joven es más permeable que el adulto. A lo largo de la vida del individuo las vías orgánicas se van cerrando por calcificación progresiva y disminuye así la permeabilidad.<sup>9</sup>

Grietas del esmalte:

Son como líneas que hienden el esmalte. Hay la presencia de grietas verticales que son comunes, normalmente se ven pocas grietas horizontales y oblicuas.<sup>9</sup>

### **2.2.2. Adhesión en esmalte**

En el año 1955, M. Buonocore, propuso el uso de un ácido sobre la superficie dentaria antes de la aplicación de una resina acrílica, para hacer dicha superficie más receptiva a la adhesión. Esta es conocida actualmente como la "Técnica de Grabado Ácido del Esmalte", la cual además de dar una buena unión microscópica, permite disminuir la cantidad de tejido sano a remover en comparación con la confección de cavidades macroscópicamente retentivas.<sup>13</sup>

Sin embargo el mecanismo fundamental de adhesión de las resinas compuestas a esmalte es de naturaleza micromecánica, debido a que los minerales extraídos durante el acondicionamiento ácido son reemplazados por monómeros que una vez polimerizados generan una traba mecánica.<sup>8</sup>

El ácido utilizado actualmente es el ácido ortofosfórico ( $H_3PO_4$ ) el cual es muy compatible con la composición del esmalte que es  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ , a diferencia con otros ácidos que son muy

reactivos (ej. ácido sulfúrico o clorhídrico), o poco reactivos (ej. ácido cítrico o láctico)<sup>13</sup>. El ácido ortofosfórico al accionar sobre la hidroxiapatita de las varillas adamantinas, las disuelve y desmineraliza selectivamente, creando de esta manera las microporosidades.<sup>8</sup>

Cuando el esmalte es acondicionado con esta sustancia ácida se produce una reacción ácido-base que desmineraliza y produce una pérdida irreversible de tejido superficial ( $\pm 10\mu$  de profundidad), con formación de sales solubles de fosfato de calcio. Dichas sales luego son eliminadas mediante el procedimiento de lavado, quedando una superficie de elevada energía superficial. Si quedaran restos de ácido en la superficie adamantina, éstos pueden seguir actuando y generar un patrón de grabado no favorable. Otra forma de acondicionar el sustrato adamantino, aunque mediante una acción de menor intensidad, es con la utilización de ácidos débiles en baja concentración (maleico, poliacrílico, etc.), o bien con el uso de monómeros hidrófilos-hidrófugos ácidos; la ventaja de éstos últimos es que no se lavan, las sales formadas quedan incorporadas al tejido y éste no pierde su carga mineral ni su estructura nanométrica.<sup>8</sup>

En cuanto a la concentración del ácido los mejores resultados se han obtenido utilizando ácido fosfórico en concentraciones entre 32 y 37 %. La concentración de 37.5% es la más utilizada en la actualidad, ya que se ha visto que concentraciones mayores producen un patrón de grabado deficiente, así como una menor profundidad de grabado, y concentraciones menores del ácido, aumentan la velocidad de formación de éstos (efecto inverso).<sup>13</sup>

Respecto al tiempo de aplicación del ácido, no debe ser muy largo, ya que la reacción es autolimitante y pasado un tiempo de acción, la solución se sobresatura y se produce una precipitación de fosfato de calcio sobre el esmalte, obliterando los poros que se habían generado, con lo que disminuye la capacidad de unión. En la actualidad se utilizan protocolos de grabado que van desde los 15 a los 30 segundos sobre esmalte sano.<sup>13</sup>

Una vez lavada la superficie, es necesario realizar un completo secado de ésta, ya que un mínimo de espesor de moléculas de agua impedirá una buena humectación del adhesivo sobre el esmalte grabado.<sup>13</sup>

Con esta técnica de grabado ácido se logra obtener un esmalte con una superficie limpia, sin contaminantes, llena de microporos o grietas de una profundidad aproximada de 10 a 70 micrones, de un aspecto opaco, con lo cual se permite:

- Aumentar la superficie total de esmalte capaz de adherirse, ya que las grietas y surcos aumentan la cantidad de esmalte expuesto.
- Liberar toda la potencialidad de la energía superficial del esmalte, al quedar limpio de todo contaminante sólido, líquido o gaseoso.
- La formación de microcavidades retentivas en la superficie del esmalte, que permitirán una retención micromecánica por efectos geométricos y reológicos del sistema adhesivo utilizado.<sup>13</sup>

### **Patrones de grabado**

De acuerdo a la disposición de los prismas y al tipo y tiempo de acción del ácido utilizado, se generan diferentes “Tipos o Patrones de Acondicionamiento Adamantino”:

-Patrón Tipo I: el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita de la cabeza de la varilla. El centro de la varilla aparece erosionado, permaneciendo insoluble la periferia.

-Patrón Tipo II: el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita del cuello o del extremo caudal de la varilla. Aparece erosionada la periferia de la varilla, permaneciendo insoluble la zona central.

-Patrón Tipo III: si el acondicionamiento con ácido fosfórico entre 32 y 37% supera los 15 segundos el patrón se caracteriza por una mayor pérdida de tejido superficial, dejando menor superficie

respecto de los patrones I y II. Se produce una erosión generalizada y se configuran imágenes que vagamente recuerdan a la morfología de escamas de pescado o en ojo de cerradura descrito en párrafos anteriores.<sup>8</sup>

### **2.2.3. Resinas compuestas**

#### **2.2.3.1. Composición**

##### **Matriz orgánica**

Está conformada por monómeros que según la casa comercial pueden ser: de alto peso molecular como BisGMA (bisfenol glicidil metacrilato), UDMA (dimetacrilato de uretano) y de bajo peso molecular como TEGDMA (Dimetacrilato de trietilenglicol) y EGDMA (dimetacrilato de etilenglicol). El monómero de alto peso molecular tiene una alta viscosidad, lo que vuelve al material difícil de manipular, esto se contrarresta adicionándole monómeros de bajo peso. Una ventaja de los monómeros de mayor peso molecular es que sufren menor contracción de polimerización.<sup>14</sup>

Estos monómeros diluyentes pueden ser cualquier metacrilato fluido, aunque se emplean normalmente dimetacrilatos como el TEGMA. Se produce una reducción significativa de la viscosidad cuando se añade TEGMA a las resina bis-GMA.<sup>15</sup>

Los monómeros de dimetacrilato tienen la ventaja de producir un gran entrecruzamiento de entre sus cadenas poliméricas. Esto genera una matriz de resina rígida que es

altamente resistente al reblandecimiento y/o degradación por el calor o solventes como el agua o el alcohol.<sup>15</sup>

El Bis-GMA, es el monómero más utilizado en las resinas actuales, sobre todo por su mínima contracción de polimerización y su estabilidad dimensional.<sup>16</sup>

### **Relleno inorgánico**

Con la finalidad de reducir la cantidad de matriz orgánica y con ello la contracción de polimerización, se adicionan partículas inorgánicas como sílice y partículas de vidrio de bario, estroncio y zirconio.<sup>14</sup>

Anteriormente se utilizaban las de cuarzo, pero su uso disminuyó porque son duras y grandes, y no pueden triturarse con facilidad, siendo complicado su pulido, a diferencia de las de sílice que son más pequeñas. Tanto el sílice como el cuarzo tienen la desventaja de no tener radiopacidad. Las partículas de vidrio de bario o de estroncio, son las más utilizadas, por su tamaño pequeño y su radiopacidad, lo que facilita la detección de caries y excesos marginales.<sup>14</sup>

La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz mejora sustancialmente las propiedades del material.<sup>15</sup>

Siendo el propósito principal de las partículas de relleno el de reforzar la resina compuesta y reducir la cantidad de material de la matriz. Muchas de las propiedades de las resinas compuestas dentales se han mejorado gracias a un aumento de la carga del relleno.<sup>15</sup>

- 1) Refuerzo de la matriz de resina, que provoca una mayor dureza, resistencia y una disminución del desgaste.
- 2) Reducción de la contracción de polimerización.
- 3) Reducción de la expansión y contracción térmica.
- 4) Aumento de viscosidad y por ello mejora en su manipulación (el monómero líquido más el relleno dan lugar a una consistencia pastosa).
- 5) Disminución en la absorción de agua, menor reblandecimiento y tinción.
- 6) Aumento de la radiopacidad y de la sensibilidad diagnóstica gracias a la incorporación de cristales de estroncio (Sr) y bario (Ba) y otros metales pesados que absorben los rayos X.
- 7) Se incrementan también las propiedades mecánicas como la resistencia a la compresión, resistencia a la tracción, y aumenta el módulo de elasticidad (rigidez), también aumenta la resistencia a la abrasión.<sup>15</sup>

Las partículas de relleno se obtienen generalmente por pulverizado o triturado de cuarzo o cristales para obtener partículas de un tamaño que oscila entre los 0.1 y 100  $\mu\text{m}$ . Las partículas de sílice, por debajo del tamaño de la micra, de tamaño coloidal (0.004  $\mu\text{m}$ ) conocidas como microrelleno o individualmente como macropartículas, se obtienen por un proceso de precipitación o pirolisis.<sup>15</sup>

### **Agente de unión**

Para obtener las ventajas del relleno es necesario que las partículas estén bien adheridas a la matriz. Si esto no ocurre, estas partículas no actúan como refuerzo sino como debilitadores del material. Debido a la importancia de una buena adhesión de las partículas de relleno, el uso de un

agente de conexión eficaz es extremadamente importante para el éxito de resina compuesta.<sup>15</sup>

Este agente de unión es el silano orgánico. Mediante el proceso de silanización, la carga inorgánica es capaz de unirse químicamente a la matriz orgánica, haciendo que funcionen como un cuerpo único, habiendo transferencia de tensiones entre ellas.<sup>14</sup>

### **Agentes iniciadores de polimerización**

Para que la polimerización ocurra, las resinas fotopolimerizables necesitan de sustancias iniciadoras, al ser activadas por ondas específicas de luz empiezan su proceso de polimerización.<sup>14</sup>

El sistema de iniciación de los radicales libres, consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz, que se encuentra en esta pasta. Mientras estos componentes no estén expuestos a la luz no interactúan. Sin embargo la exposición a una luz de la región azul (log onda 468 nm) produce un estado excitado del agente fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización de adición.<sup>15</sup>

La canforoquinona es un agente fotosensible que se emplea comúnmente y que absorbe la luz azul con una longitud de onda entre 400 y 500 nm.<sup>15</sup>

### **Agentes inhibidores o estabilizadores de polimerización**

Para evitar la polimerización espontánea o accidental de las resinas y por otro lado aumentar su vida útil, se le agregan sustancias inhibidoras o estabilizadoras como la hidroquinona.<sup>14</sup>

## **Agentes preservantes**

Son sustancias que permiten conservar y alargar la vida útil del material.<sup>14</sup>

## **Pigmentos**

Normalmente son cantidades pequeñas de óxidos metálicos que se agregan al material para dar color (matiz, intensidad y valor), opacidad como para poder obtener armonía óptica en las restauraciones y estabilizadores de color para que la armonía óptica se pierda lo menos posible con el tiempo.<sup>14</sup>

## **Propiedades**

### **Dureza**

La dureza del esmalte, medida con un indentador Knoop, es de 340 KHN (número de dureza Knoop), mientras que en la dentina es de 68 KHN, aproximadamente; esto significa que es 5 veces menos dura que el esmalte.<sup>14</sup>

La resina compuesta convencional tiene una dureza de 60 KHN aproximadamente, por este contraste se entiende que el material restaurador no soporte las fuerzas oclusales como lo hace la superficie adamantina sana.<sup>14</sup>

### **Coefficiente de expansión térmica**

El esmalte y la dentina se contraen y vuelven a su condición normal, al recibir constantemente cambios de temperatura; en el momento de ingerir alimentos o bebidas frías o calientes. El coeficiente de expansión térmica de los tejidos es aproximadamente de 11.4 (11.4 mm/mm x grado C° x  $10^{-6}$ ), igual respuesta ocurre con los materiales restauradores, en el caso de las resinas compuestas este coeficiente es de 7 aproximadamente.<sup>14</sup>

Este bajo coeficiente de expansión térmica que poseen las resinas, está muy cercano a los tejidos dentarios.<sup>15</sup>

#### Resistencia a la compresión

La mayor parte de las resinas compuestas presentan un desempeño satisfactorio a la compresión, aunque con esto no significa que sean resistentes a la fractura, pues tienen baja resistencia a la tracción.<sup>14</sup>

#### Resistencia a la abrasión

Actualmente la resistencia de las resinas compuestas es mayor que las primeras que salieron al mercado.<sup>14</sup>

#### Contracción de Polimerización

Este fenómeno ocasiona la presencia de tensiones de contracción que puede desencadenar en desajustes marginales o fracturas del esmalte sobre todo cuando las paredes dentarias remanentes son delgadas.<sup>14</sup>

#### Radiopacidad

Su radiopacidad permite diferenciar entre la resina compuesta y los tejidos dentarios.<sup>14</sup>

#### Estética y estabilidad de color

Las resinas compuestas tienen excelentes propiedades estéticas, por ello son los mejores materiales estéticos directos para dientes anteriores, su variedad de colores permite mimetizar la restauración y hacerla indistinguible del remanente dentario. En la estética participan aspectos ópticos relevantes del material, como, el color, la translucidez y opacidad, el metamerismo, la fluorescencia, la opalescencia y el brillo.<sup>14</sup>

## Biocompatibilidad

Las resinas compuestas pueden producir raros casos de alergia.<sup>14</sup>

### 2.2.3.2. Clasificación de las resinas

#### De acuerdo al sistema de polimerización

##### Autocurables o de curado químico

Polimerizan por una reacción química, al mezclarse la base con el activador e iniciador.

- Son resinas que tienen una contracción de polimerización menor en relación a las fotocurables.
- Su uso en Operatoria se restringe a restauraciones pequeñas o de difícil acceso, ejemplo en el fondo de una caja proximal en clase II donde es difícil la llegada de la luz ultravioleta, en clase III, IV y V o como selladores de fosas y fisuras.
- Por su manipulación, tiempo de duración y bajas propiedades estéticas en relación a las de fotocurado, su uso en la actualidad es mínimo.<sup>14</sup>

##### Fotocurables

Polimerizan al exponerlas a la luz ultravioleta o luz visible.

- Ofrecen facilidad en la manipulación, vienen en una sola pasta.
- Mayor tiempo de trabajo, pues, no endurecen hasta que no se las expone a la luz.
- Son más estéticas, sus partículas permiten un mejor pulido y brillo.<sup>14</sup>

Los sistemas de fotopolimerización se deben usar exactamente en la forma y con los tiempos recomendados por el fabricante.<sup>14</sup>

Dentro de las lámparas más usadas en el mercado están las lámparas LED que emiten una luz con longitud de onda entre 415 y 500 nanómetros, similares a la halógena pero requieren menos cantidad de energía, utilizan diodos de larga duración en lugar de filamento y gas halógeno. No necesitan ventilador por la mínima generación de calor, funciona con baterías, son más livianas, inalámbricas y ergonómicas. Son la mejor alternativa actualmente principalmente por su potencia de polimerización y porque no generan calor. Las LED de primera generación presentan una potencia de luz de 400 mW/cm<sup>2</sup>, las de segunda generación hasta 900 mW/cm<sup>2</sup> y las de tercera generación aproximadamente 1000 mW/cm<sup>2</sup>. Esta diferencia ocasiona que las de primera generación requieran una exposición parecida a las halógenas y en las de segunda y tercera generación se reduzca el tiempo de exposición.<sup>14</sup>

### **De acuerdo al tamaño de las partículas de relleno:**

#### **Resinas compuestas de macropartículas**

Las primeras resinas compuestas denominadas tradicionales, convencionales o de macropartículas, surgieron en la década del 70. La diferencia era la presencia de carga de sílica amorfa o cuarzo con tamaños entre 8 a 12  $\mu\text{m}$  más pudiendo contener ejemplares de hasta 50  $\mu\text{m}$ , que ocupa de 60% a 70 % de su volumen.<sup>17</sup>

Fueron desplazadas debido a sus pobres propiedades estéticas, su cambio de color al poco tiempo de colocadas

y su dificultad para pulir, además de su baja resistencia al desgaste y fractura marginal.<sup>14</sup>

### **Resinas compuestas de micropartículas**

Para mejorar las rugosidades de superficie y la baja translucidez de las resinas compuestas tradicionales y de partículas pequeñas, se buscó reducir aún más el tamaño de las partículas de carga, creando así las resinas de micropartículas.<sup>17</sup>

Sus partículas miden de 0,01 a 0.05  $\mu\text{m}$  aproximadamente.<sup>14</sup>

Las partículas de sílica coloidal fueron reducidas a dimensiones micrométricas de orden de 0.04  $\mu\text{m}$  (40nm). Con estas dimensiones, la sílica coloidal genera fuerzas electrostáticas, agrupándolas. De acuerdo con la composición de los aglomerados, se forman estructuras de 0.04  $\mu\text{m}$  a 0.4  $\mu\text{m}$ . Con la reducción del tamaño de la carga, el área de superficie aumenta considerablemente. Como consecuencia, se necesitó una cantidad mayor de monómero para el mojado de la porción inorgánica, lo que no es conveniente.<sup>17</sup>

Sin embargo son de gran pulido, por lo que su uso es en restauraciones cosméticas, como carillas anteriores, cierre de diastemas, restauraciones de clase III, IV y V. Tienen baja resistencia a la fractura pero presentan lisura y gran facilidad de pulimento.<sup>14</sup>

### **Resinas compuestas híbridas**

Para mejorar la lisura de superficie de las restauraciones, las partículas de carga sufrieron una reducción de tamaño, De modo que no compromete las propiedades físicas y

químicas, permaneciendo iguales o superiores a las resinas tradicionales.<sup>17</sup>

Poseen características mejoradas en cuanto a sus propiedades físico-mecánicas, y en especial con matices, opacidades diferentes, excelente tersura al pulimento, en otras palabras mimetización con las estructuras adyacentes. Se les ha incorporado diferentes vidrios de refuerzo, con tamaños micrométricos variados.<sup>14</sup>

La silica amorfa puede estar presente, asociada a vidrios conteniendo metales pesados (bario, estroncio y zirconio), que predominan en la composición. El metal confiere la resina radiopacidad deseable en el examen radiográfico.<sup>17</sup>

La matriz orgánica de las resinas de partículas pequeñas continua siendo semejante a las resinas tradicionales. Sin embargo, las partículas inorgánicas pasan por un proceso de molienda hasta alcanzar los tamaños de aproximadamente de 0.5 a 3  $\mu\text{m}$ . con una reducción de tamaño de las partículas, fue posible distribuir las para obtener un mejor empaquetamiento y aumentar la porción inorgánica (65 a 77% en volumen).<sup>17</sup>

Este nuevo arreglo contribuye a elevar la resistencia de la resina, tornándola capaz de soportar mejor las tensiones de masticación y su desgaste.<sup>17</sup>

### **Resinas compuestas microhíbridas**

Considerando además la importancia de la porción inorgánica en la cualidades de superficie de la resina se ha desarrollado otra categoría de composites con dos tipos de carga, denominadas resinas compuestas híbridas modernas o microhíbridas.<sup>17</sup>

Los representantes más modernos de este grupo de resinas presentan a la silica coloidal (10 a 20 % en peso) y vidrios conteniendo metales pesados de tamaños de 0.4 a 0.1  $\mu\text{m}$ , totalizando un contenido de 75 a 80 % del peso del composite. Esta modificación fue realizada teniendo en vista aún la dificultad de mantenimiento de pulido de los sistemas de resinas compuestas híbridas de partículas pequeñas.<sup>17</sup>

Adicionalmente una disminución del tamaño de las partículas, hubo cambios en la curva de distribución en tamaño de las partículas en las resinas híbridas modernas, estos nuevos modelos pasaron a presentar mayor cantidad de partículas de menor tamaño, haciéndolas mejores empaquetadas y más densamente distribuidas.<sup>17</sup>

### **Nanopartículas**

Sus partículas miden entre 0.02 a 0,075  $\mu\text{m}$ , son las que más recientemente llegaron al mercado y tienen el objetivo de asociar excelentes propiedades mecánicas con elevado pulido.<sup>13</sup>

Las resinas compuestas de nanopartículas, por medio de una manipulación de átomos, moléculas, partículas, etc., en dimensiones nanométricas caracterizado por una nueva ciencia denominada nanociencia o más comúnmente nanotecnología.<sup>17</sup>

Esta innovación tecnológica posibilita la obtención de nanopartículas y, como consecuencia, nuevas propiedades de las resinas compuestas. Con la manipulación de nanoestructuras fue posible desenvolver resinas compuestas restauradoras universales, es decir, capaces de presentar alto pulido típico de los composites

microparticulados, con propiedades mecánicas satisfactorias, típico de composites híbridos.<sup>17</sup>

Ventajas de la nanotecnología:

- Le aporta flexibilidad y resistencia compresiva al material.
- Elevada fuerza adhesiva a dentina y esmalte.
- Alta integridad marginal.
- Baja contracción de polimerización, garantizando que el este producido debido a la fotopolimerización sea menor.
- Resistencia a la fractura.
- Alta capacidad de pulido.<sup>17</sup>

## **De acuerdo a su consistencia**

### **Fluidas o Flow**

La primera generación de resinas compuestas fluidas fue introducida en 1996. Estos compuestos conservaron el mismo tamaño de partícula pequeño de compuestos híbridos tradicionales, pero redujeron la cantidad de contenido de carga para reducir la viscosidad de la mezcla de resina.<sup>18</sup>

Debido a que los compuestos fluidos son más ricos en resina que los compuestos tradicionales, su módulo elástico también es más bajo, lo que les da mayores valores de resistencia de unión que los de materiales convencionales.<sup>19</sup>

Entre sus ventajas destacan:

- Alta capacidad de humectación de la superficie dental (asegura la penetración en todas las irregularidades) tienen el potencial de fluir en pequeños socavados,

puede formar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire.<sup>18</sup>

- Mayor facilidad de manipulación e inserción en las preparaciones, ya que se aplican directamente de la jeringa dispensadora, no son pegajosas.<sup>14</sup>
- Tiene una alta elasticidad o bajo módulo elástico (3,6 - 7,6 GPa).<sup>14</sup>

Lo cual se ha demostrado que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador que puede absorber la contracción de polimerización asegurando la continuidad en la superficie adhesiva y reduce la posibilidad de desalojo en áreas de concentración de estrés. Aunque este tipo de resinas posee una alta contracción de polimerización (4 a 7 %), su gran elasticidad es un factor que contrarresta el esfuerzo interfacial. Sin embargo, la radiopacidad de la mayoría de estos materiales es insuficiente, por lo que puede producir confusión a la hora de determinar caries recurrente. Algunas de las indicaciones para estos materiales son: restauraciones de clase V, abfracciones, restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de forro cavitario, un aspecto controvertido, ya que las resinas fluidas no satisfacen el principal propósito de los forros cavitarios como es la protección del complejo dentino-pulpar.<sup>18</sup>

### **Resina fluida Opallis Flow**

Opallis Flow es una resina compuesta microhibrida también denominada resina compuesta híbrida moderna, los representantes más modernos de este grupo de resinas microhibridas presentan a la sílica coloidal (10 a 20 % en peso) y vidrios conteniendo metales pesados que hacen a

la resina radiopaca, llegando a tener un contenido de 75 a 80 % del peso del composite.<sup>17</sup>

Opallis Flow es utilizada para la restauración de preparaciones poco invasivas, sellador de fosas y fisuras, base/revestimiento bajo restauraciones directas, preparaciones en túnel, revestimiento radiopaco de cavidades, reparación de defectos de esmalte y restauraciones de dientes deciduos, reparación en resina compuesta, pegado de fragmentos dentales, restauraciones clase III y V y lesiones cervicales no cariadas. Opallis Flow puede ser empleada aisladamente, en combinación con Opallis y con la mayoría de los composites fotocurables. Opallis Flow cura con luz azul en el intervalo de longitud de onda entre 400 y 500nm.<sup>20</sup>

Composición básica de Opallis Flow:

Opallis Flow contiene un 72% de carga inorgánica silanizada compuesta de micropartículas de bario-aluminio (brindándole propiedades de radiopacidad y facilidad diagnóstica), silicato y dióxido de silicio nanoparticulado con tamaño de partícula en el intervalo de 0,05 – 5,0µm. También contiene monómeros metacrílicos, como TEGDMA, Bis (EMA), Bis (GMA), canforoquinona, co iniciadores, conservantes y pigmentos.<sup>20</sup>

Características y ventajas:

- Fácil aplicación y viscosidad baja: permite llenar cavidades con alta rugosidad y de difícil acceso, como en forma de túnel.<sup>20</sup>
- Alto contenido de carga: 72% con tamaño de partículas de 0,05 a 5µ, este elevado porcentaje de carga le brinda mayor dureza, resistencia y una disminución del desgaste.<sup>20</sup>

- No se escurre del local donde es aplicada: la resina fluye con facilidad, pero al cesar la fuerza aplicada, la resina se mantiene estática, por motivo de tener en su contenido a un monómero de alto peso molecular (Bis GMA), siendo este un monómero que brinda mayor viscosidad a la resina. Este monómero sumado al relleno inorgánico brinda una resina de consistencia pastosa y de mejor manipulación.<sup>20</sup>
- Revestimiento: puede ser usada como liner en dientes anteriores y posteriores.<sup>20</sup>
- Curado: contracción de curado semejante a las resinas compuestas, con baja contracción de polimerización y una reducida expansión y contracción térmica, por las propiedades del elevado porcentaje de relleno inorgánico.<sup>15</sup>
- Resistencia: elevada resistencia mecánica, ya que el relleno inorgánico mejora sus propiedades mecánicas como la resistencia a la compresión, resistencia a la tracción, y aumenta el módulo de elasticidad (rigidez), también aumenta la resistencia a la abrasión.<sup>15</sup>

### **2.2.3.3. Sistemas adhesivos**

Son sustancias fluidas que sirven para adherir en forma físico-química el material restaurador a los tejidos mineralizados del diente: esmalte, dentina y cemento.<sup>11</sup>

#### **Composición**

Los sistemas adhesivos actuales están constituidos de:

- Monómeros como el Bis-GMA (bisfenol glicidil dimetacrilato), el UDMA (uretano dimetacrilato), el HEMA (hidroxietil metacrilato), BPDM (bisfenil dimetacrilato),

GPDM (glicidil fenil dimetacrilato), MMA (metil metacrilato), TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), PENTA (ácido ester-fosfórico dipentaeritrol pentacrilato, entre otros.

- Solventes como el agua, el alcohol o la acetona.
- Carga mineral como dióxido de sílice, vidrio de bario o estroncio, flúor silicato de sodio, entre otros. El relleno inorgánico sirve para contrarrestar la contracción que sufre el adhesivo cuando polimeriza, logrando una mejor adaptación marginal evitando sus consecuencias (sensibilidad postoperatoria y caries secundaria) además de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas.
- Moléculas iniciadoras del proceso de polimerización como las diquetonas o canforoquinonas.
- Sustancias estabilizadoras y preservantes que ayudan a la conservación del material.
- Pigmentos blancos que contribuyen al tratamiento restaurador estético.<sup>11</sup>

### **Clasificación de los adhesivos:**

Durante las últimas décadas, los sistemas adhesivos han recibido diferentes clasificaciones de acuerdo a su composición y formas de presentación.<sup>11</sup>

Se los clasifica según la cantidad de envases, en función de la composición y forma de uso: adhesivos de uno, dos o tres pasos, sistemas convencionales, autoacondicionantes o de autograbado, según su afinidad con el agua, según el tipo de solvente, según el mecanismo de polimerización y por generaciones muchas veces asociada a una estrategia de marketing de los fabricantes y a la cronología en la que fueron apareciendo en el mercado.<sup>8</sup>

Desde 1965, cuando Bowen hablo de la adhesión a la superficie dentinaria, primera generación de adhesivos,

estos han venido evolucionando. La segunda generación de adhesivos mejoró algo pero no trascendieron. En los ochenta, aparece la tercera generación, los investigadores lograron formas de adhesión eficaces, con sistemas que aumentaban la humectabilidad de la superficie dentinaria: aparecieron los imprimadores o primers, la adhesión había mejorado pero aún no lo suficiente como para soportar el estrés generado por la contracción por polimerización de la resina. Aparecen los sistemas de cuarta generación en los noventa, la capa de desecho es removida por medio del acondicionador químico y la resina se adhiere a la dentina por medio de la capa híbrida consiste en dentina descalcificada donde los 5 a 10 micrómetros superficiales eran penetradas por la resina. Esta capa fue reconocida por Nakabayashi, quien la considero una combinación de resina-diente. Aparece la quinta generación de materiales adhesivos dentinales. El avance radica en: Sistema simplificado de presentación, monofrasco, que reduce el tiempo operatorio.<sup>11</sup>

### **Según el tratamiento de la superficie adhesiva**

#### **Convencionales (“etch-and-rinse”):**

Este grupo de sistemas adhesivos, comercializados desde los años '90, incluyen como primer paso el grabado total (“etch-and-rinse”) mediante la aplicación de una solución acuosa de ácido fosfórico del 30 al 37 % sobre la superficie del esmalte durante 10 a 15 segundos y sobre la dentina por 5 segundos, luego de lavar y secar ocurre la eliminación del barro dentinario, la desmineralización de la dentina intertubular y la apertura de la entrada de los túbulos dentinarios.<sup>21</sup>

Los objetivos del acondicionamiento ácido del esmalte son:

- 1) limpiar la superficie.
- 2) crear microporosidades por la disolución selectiva de los cristales de hidroxiapatita.
- 3) aumentar la superficie de adhesión y facilitar que el esmalte exprese su elevada energía libre superficial.<sup>8</sup>

Para el acondicionamiento se utiliza ácido fosfórico en una concentración entre 32 y 40% (pH=0,6), pudiendo presentarse en forma de líquido, jalea o gel (se prefiere éste último ya que facilita su colocación controlada en áreas determinadas). En la dentina la aplicación de ácido fosfórico al 37% desmineraliza por completo la superficie de dentina intertubular (en un espesor de 5-8  $\mu\text{m}$ ) eliminando el barro dentinario y favoreciendo la exposición de la matriz colágenas.<sup>15</sup>

El segundo paso, es la aplicación de un promotor de la adhesión (“primer”) que contiene monómeros hidrófilos, como por ejemplo HEMA (hidroxi-etil-metacrilato), disueltos en un solvente (alcohol, acetona o agua). La resina HEMA es responsable de mejorar la humectabilidad y promover la re-expansión del colágeno; y los solventes son capaces de desplazar el agua de la superficie de la dentina, preparando de esta manera la red de colágeno para la posterior infiltración de la resina adhesiva (“bond”).<sup>8</sup>

Finalmente el tercer paso corresponde a la colocación del adhesivo propiamente dicho (“bond”) que contiene una resina hidrófuga como el BIS-GMA, y una pequeña cantidad de monómeros hidrófilos, no solo en los espacios intertubulares, sino también dentro de la dentina tubular.<sup>8</sup>

El grosor de la resina de adhesión debe ser de al menos 50  $\mu\text{m}$ , para evitar la difusión de oxígeno atmosférico a través del recubrimiento y por lo tanto evitar la inhibición del

imprimador y de la resina de adhesión adyacente durante la polimerización.<sup>15</sup>

El “primer” y el “bond” pueden estar en envases separados (adhesivos de 3 etapas o de 4ta. generación) o presentarse en un mismo envase (adhesivos de 2 etapas o de 5ta. generación).<sup>8</sup>

Una vez que los monómeros son infiltrados, ya sea en pasos sucesivos o simultáneos, se polimerizan in-situ y se integran a la estructura dentaria para formar la “capa híbrida” (zona de difusión o de interdifusión de componentes resinosos monómeros hidrófilos polimerizables entre las fibras colágenas de la dentina superficial parcialmente desmineralizada). La capa híbrida, combinada con los “tags de resina” en el interior de los túbulos, proporciona la retención micromecánica de las restauraciones de composite. Nakabayashi fue el primero en demostrar la formación de la capa híbrida en la dentina previamente grabada con ácido, y ha observado que los monómeros infiltrados y polimerizados in situ tienen buena adhesión a los sustratos dentarios con una resistencia adhesiva de 18 Mpa.<sup>8</sup>

La combinación de los componentes en un solo envase, transforma a la técnica en más simple pero con una disminución en la capacidad de infiltrar la dentina desmineralizada, lo que genera una hibridización subóptima. Otro inconveniente encontrado es que la naturaleza hidrófila de estos sistemas “monoenvase” los hace más propensos a la absorción de agua, y por consiguiente, más susceptibles a la degradación hidrolítica.<sup>8</sup>

En estudios in vitro se ha observado que la resina no es capaz de infiltrar completamente en profundidad la dentina desmineralizada por el grabado ácido, generando espacios “huecos”, que dejan colágeno expuesto sin protección, y

por lo tanto, más susceptible a sufrir degradación (hidrólisis) en el tiempo.<sup>8</sup>

La activación de las metaloproteinasas/metaloproteasas de la matriz juega un papel clave en este mecanismo. Asimismo, si el adhesivo no penetra en los túbulos abiertos, el paciente podrá presentar sensibilidad post-operatoria debido a la imposibilidad de evitar la extravasación del fluido intracanalicular hacia el exterior, estimulando de esta manera permanentemente las terminaciones nerviosas que rodean la prolongación de los odontoblastos.<sup>8</sup>

### **Los autoacondicionantes (“self-etch”):**

Son aquellos que no utilizan el ácido fosfórico. La diferencia con el sistema convencional arriba mencionado, radica en que esta técnica aprovecha las ventajas del barro dentinario, dejándolo en su sitio, simplemente lo acondiciona, desinfecta o modifica. Esto se logra impregnándolo con una sustancia ácida y luego con el adhesivo, puede llevarse a cabo en dos pasos cuando el primer (ácido) y el adhesivo vienen en presentación individual o en un solo paso cuando ambos componentes se encuentran en el mismo envase.<sup>21</sup>

Los sistemas adhesivos de autograbado probablemente fueron impulsados por la demanda del mercado de simplificar los pasos operatorios; aunque los clínicos han demostrado cierta preocupación en que esto no sacrifique la resistencia y la calidad de unión al esmalte y/o dentina.<sup>8</sup>

A diferencia de los sistemas de grabado independiente, éstos contienen ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos que simultáneamente graban e impregnan el sustrato dental, por lo que el barro dentinario y la hidroxiapatita disuelta quedan incorporados en la capa híbrida.<sup>8</sup>

Este procedimiento adhesivo disuelve el barro dentinario (“smear layer”), no lo elimina, haciendo uso de derivados del ácido carboxílico o monómeros fosfonados, que se han incorporado al primer y cumplen doble función, por un lado desmineralizan la dentina, atravesando el barro dentinario y por otro se infiltran en ella. El agua es un componente esencial en estos adhesivos para generar los iones de hidrógeno necesarios para producir una efectiva desmineralización del barro dentinario y los tejidos duros.<sup>21</sup> Algunos autores recomiendan el grabado selectivo, con ácido fosfórico, del esmalte de los márgenes de la cavidad, seguido de la aplicación del sistema adhesivo de autograbado en esmalte y dentina.<sup>8</sup>

Se pueden considerar estas ventajas de los sistemas de autograbado: Infiltración completa y uniforme, debido a que la desmineralización y la infiltración de la resina ocurren en simultáneo.<sup>8</sup>

Cuidados:

- Mantener los envases correctamente cerrados para evitar la evaporación del solvente y la fotoactivación de los monómeros.
- Agitar el envase antes de utilizar.
- Abrir el frasco en el momento inmediatamente previo a su utilización.
- En el caso de los sistemas de grabado independiente, se debe tener especial cuidado en la eliminación del agua utilizada durante el lavado del ácido, ya que el secado en exceso puede provocar el colapso de las fibras colágenas, lo que generaría dificultad en la impregnación de las mismas. Por otro lado, su insuficiente eliminación generaría un perjuicio mayor.

- Dosificar directamente sobre un aplicador descartable, y en el caso de los sistemas adhesivos que requieren su mezcla antes de la manipulación, dosificar en un recipiente destinado a tal fin en el instante previo a su utilización.
- No se debe impregnar el aplicador con adhesivo que se encuentre en la tapa ni en la rosca del frasco.
- Aplicar tantas capas como indique el fabricante.
- Verificar la potencia de la unidad de curado periódicamente.<sup>8</sup>

## **Según su forma de Polimerización**

### **Fotopolimerizables**

Son aquellos que polimerizan en presencia de una longitud de onda específica, sin la necesidad de mezclas. Son los más utilizados actualmente.<sup>21</sup>

### **Polimerización química**

Son llamados autopolimerizables, se presentan en dos frascos distintos, y la polimerización se inicia cuando ocurre la mezcla de ambos.<sup>21</sup>

### **Duales**

Son polimerizados al mismo tiempo por activación química y física.<sup>21</sup>

## **Según la afinidad con el agua**

### **Hidrófilos**

Por la composición húmeda de la dentina, es necesario que los adhesivos sean compatibles con esta humedad para que ocurra una buena adhesión, este tipo de adhesivo ha

demostrado un buen desempeño sobre el sustrato dentinario.<sup>21</sup>

Dentro de los más usados está el monómero HEMA que es una molécula que tiene una terminación hidrófila con radicales –OH y –COOH que tienen afinidad por el agua y facilita su penetración en la dentina húmeda; y otra terminación hidrófuga con terminaciones –HC=CH<sub>2</sub> (el doble enlace le permite polimerizar con el adhesivo).<sup>8</sup>

### **Hidrófugos**

Tienen la ventaja de que la unión a la superficie acondicionada sea de más larga duración, como por ejemplo la resina BIS-GMA que contiene una porción hidrófuga y pequeña porción hidrófila.<sup>8</sup>

Su uso efectivo se restringe al esmalte, por tanto, su aplicación está limitada en el sellado de fisuras, cierre de diastemas, collage de dientes fracturados, recontornos estéticos en dientes conoides, cementación de brackets ortodónticos, etc. En la actualidad son más comunes los sistemas adhesivos compuestos por porciones hidrófila e hidrófuga, cuya parte hidrófila es afín a la dentina y la hidrófuga al material restaurador.<sup>21</sup>

### **Según el tipo de solvente**

#### **- Agua**

Son más efectivos cuando se los aplica sobre dentina desmineralizada con menor humedad superficial.

#### **- Acetona**

Los que contienen acetona son más efectivos en sustratos dentales húmedos, ya que sus moléculas se unen a las del agua residual y se evaporan juntas.

### **- Alcohol**

Al igual que la acetona su empleo es más eficaz en sustratos húmedos que en secos.<sup>21</sup>

### **Según el número de pasos**

Los sistemas adhesivos pueden aplicarse a los sustratos dentales en 1, 2 ó 3 pasos, poco a poco se han ido reduciendo para simplificar el tiempo de aplicación.

#### **- Sistemas adhesivos convencionales de 3 pasos**

Contienen tres frascos: el ácido grabador, el primer (porción hidrófila) y el adhesivo propiamente dicho (porción hidrófuga), siendo todos aplicados separadamente.<sup>21</sup>

Siendo comúnmente llamados adhesivos de 4ta generación o convencionales.<sup>11</sup>

#### **- Sistemas adhesivos convencionales de 2 pasos**

Contienen dos frascos: el ácido fosfórico y el primer más adhesivo (porción hidrófila e hidrófuga), aplicados separadamente.<sup>21</sup>

Siendo comúnmente llamados adhesivos de 5ta generación, reduciendo así el tiempo operatorio.<sup>11</sup>

#### **- Sistemas adhesivos autoacondicionantes de 1 paso**

Comprenden los pasos de aplicación del agente ácido concomitantemente a la infiltración del primer y del adhesivo en una fase. En algunas formulaciones, el primer ácido se presenta en 2 frascos, cuyos contenidos deben ser mezclados antes de la aplicación.<sup>21</sup>

La utilización de envases mono-dosis tiene mayores beneficios que los multi-dosis ya que:

- a) se evita la evaporación del solvente cada vez que se abre el frasco.
- b) se prescinde de agitarlos para mezclar los componentes.
- c) se evita la contaminación cruzada al manipular los frascos; el único inconveniente es su costo elevado.<sup>8</sup>

#### **2.2.3.4. Polimerización de las resinas**

Las lámparas fotopolimerizadoras en las últimas décadas se han ido perfeccionando, logrando la fotoactivación de las resinas compuestas en tiempos muy reducidos y con una aceptable estabilidad de las restauraciones. La luz visible y las otras formas del espectro electromagnético como radiaciones ultravioleta, infrarroja, rayos x, rayos gama, etc., se diferencian entre sí por la longitud de onda y la frecuencia. La longitud de onda es la distancia entre dos puntos consecutivos de onda, picos o depresiones, lo que equivale a una oscilación completa. Esto determina que mientras mayor sea la longitud de onda, menor será la energía y reactividad, su unidad de medida es el nanómetro (nm), que corresponde a la milésima parte de una micra.<sup>16</sup>

Las resinas compuestas necesitan una longitud de onda e intensidad específica para lograr su polimerización. La intensidad de la luz evidencia la cantidad de fotones emitidos por el instrumento. La unidad de medida de potencia de una corriente eléctrica, es decir, de la intensidad de las lámparas fotoactivadoras se mide en miliwatts o miliwatios (mW) por cm<sup>2</sup>. El miliwatío es la milésima parte del watio, equivale también a un joule/seg.<sup>16</sup>

## **Tipos de polimerización:**

### **Activación química**

Polimerizan por una reacción química, al mezclarse la base con el activador e iniciador.<sup>14</sup>

Son resinas que tienen una contracción de polimerización menor en relación a las fotocurables.<sup>14</sup>

Por su manipulación, tiempo de duración y bajas propiedades estéticas en relación a las de fotocurado, su uso en la actualidad es mínimo.<sup>14</sup>

### **Activación por lámparas de fotocurado**

Polimerizan al exponerlas a la luz ultravioleta o luz azul.

- Ofrecen facilidad en la manipulación, vienen en una sola pasta.
- Mayor tiempo de trabajo, pues, no endurecen hasta que no se las expone a la luz.<sup>14</sup>

## **2.2.4. Adhesión en ortodoncia**

### **2.2.4.1. Fuerzas empleadas en tratamientos ortodónticos**

Los movimientos en ortodoncia, son consecuencia o se consiguen gracias a la aplicación de vectores físicos, denominados fuerzas, existen diferentes fuerzas, pero en ortodoncia las fuerzas más aplicadas son: tensión compresión, torsión y de cizallamiento o desplazamiento. Sin embargo los movimientos ortodónticos como rotación, traslación, intrusión, extrusión y torque, son consecuencia de la acción de dos o más tipos de fuerzas, es decir en la boca de los pacientes, los brackets adheridos a las piezas dentales están sometidos a estos tipos de fuerza, por lo

cual es importante que entre brackets-esmalte dental exista una adecuada fuerza de unión, para que las piezas dentales transmitan al ligamiento periodontal y al hueso alveolar las diferentes fuerzas y así se produzcan los diferentes movimientos dentales a continuación definiremos las diferentes fuerzas:<sup>3</sup>

### **Tensión**

Se define como el vector físico que sometido a un cuerpo o estructura trata de estirarlo o expandirlo tratando de modificarlo o alterar su posición.<sup>3</sup>

En la bio-mecánica ortodóntica, las fuerzas de tensión aplicadas a las piezas dentales, elongan las fibras del ligamento periodontal, estimulando a los fibroblastos a formar hueso alveolar. Con la remodelación se produce aposición de hueso nuevo.<sup>22</sup>

### **Comprensión**

Se define como el vector físico que aplicado a un cuerpo trata de oprimirlo o apretarlo, tratando de reducirlo de volumen o modificar su posición.<sup>3</sup>

Durante el movimiento ortodóntico, las células, los vasos y fluidos que lo componen se comprimen y se generan sitios de hipoxia que producen cambios en metabolismo óseo.<sup>22</sup>

### **Torsión**

Es definido como los vectores físicos que tratan de girar a un cuerpo, tratando de modificar su forma o girarlo parcial o totalmente sobre un punto fijo. En ortodoncia este tipo de fuerza aplicado a las piezas dentales, provoca que estas cambien de posición, girando sobre su eje, alterando la disposición de las fibras periodontales, modificando la topografía del hueso alveolar. Este tipo de fuerza interviene en los movimientos de rotación.<sup>3</sup>

### **Desplazamiento o cizallamiento**

Es definido físicamente como la fuerza o grupo vectores físicos que aplicados a un cuerpo tratan de cortarlo o desplazarlo en sentido vertical.

En ortodoncia este tipo de fuerza es aplicado a las piezas dentales (mediante dos fuerzas de compresión) para provocar su desplazamiento en sentido de su eje axial, probando procesos de remodelación en la estructura alveolar y periodontal. Esta fuerza es aplicada a los dientes para lograr movimientos como extrusión e intrusión además los brackets constantemente son sometidos a estas fuerzas durante la función masticatoria principalmente.<sup>3</sup>

### **Tracción**

La resistencia de tracción es la que por unidad de área se necesita para romper la unión de dos cuerpos, donde la falla generalmente ocurre cerca de la interface.<sup>4</sup>

La unidad internacional que se utiliza para medir la resistencia de tracción es el mega pascal (MPa).<sup>4</sup>

#### **2.2.4.2. Materiales usados para la colocación de brackets**

##### **Ionómeros de vidrio:**

Son materiales de cementación de nueva generación compuestos por:

- un polvo, que es un vidrio de silicato de aluminio.
- un líquido que es un copolímero de policarboxilato en agua.<sup>23</sup>

Ventajas de los ionómeros de vidrio:

- tienen potencial anticariogénico.
- hacen una adhesión química en esmalte y dentina.
- tienen la fuerza de compresión de 140 Mpa.
- algunos tienen reservorio de flúor.
- son menos costosos que las resinas compuestas.
- tienen buen tiempo de trabajo previo al fraguado.
- son más fáciles de remover del esmalte que las resinas compuestas.
- las reparaciones son más fáciles y rápidas de hacer.<sup>23</sup>

### **Cementos resinosos:**

Los cementos resinosos están compuestos básicamente por resinas compuestas; es decir, presentan una matriz orgánica y una inorgánica, integradas por silano, como agente de unión. La fase orgánica está constituida por Bis - GMA (producto de reacción Bisfenol y el metacrilato de glicidilo, con propiedades mecánicas como rigidez y resistencia flexural o UDMA (Uretano dimetacrilato)).<sup>24</sup>

Tipos de materiales para cementación:

Los sistemas de autopolimerización

El tiempo de fraguado permite al operador entre treinta y cuarenta y cinco segundos para posicionar cada bracket, se deben seguir, de manera perfecta, el protocolo de adhesión y las recomendaciones del fabricante, sobre todo en cuanto al tiempo de fraguado y la forma de usar el agente de enlace para reducir las fallas.<sup>23</sup>

Se recomienda utilizar un adhesivo de mucha viscosidad, para que los brackets no se deslicen sobre el esmalte después de ser posicionados.<sup>23</sup>

Los sistemas de fotopolimerización:

Los sistemas de fotopolimerización con lámparas de luz son modernos, eficientes y rápidos para la adhesión de brackets en ortodoncia, ya que permiten al operador más tiempo para ubicar los bracket y tener mayor precisión.<sup>23</sup>

### **Cemento Resinoso Heliosit Orthodontic**

Es un material de cementación de brackets, de naturaleza monocomponente, fotopolimerizable y altamente transparente.<sup>25</sup>

Composición básica de Heliosit orthodontic:

La matriz de monómero se compone de dimetacrilato de uretano, Bis- GMA y decanodioldimetacrilato (85% en peso). El relleno se compone de dióxido de silicio altamente disperso (14 % en peso).<sup>25</sup>

Características y ventajas:

- Sin dosificación ni mezclas, por ser de naturaleza monocomponente, por lo cual no necesita adhesivo.
- Los brackets se pueden colocar sobre las superficies del diente sin tensión de tiempo gracias a las propiedades fotopolimerizables del material.
- La alta translucidez del material permite un excelente fraguado con la lámpara de polimerización.
- Por tener en su contenido monómeros de alto peso molecular como el UDMA y Bis GMA, le brindan a la resina mayor viscosidad, facilitando su manipulación.<sup>15</sup>

## **Los brackets**

Los brackets son dispositivos empleados para transmitir fuerzas al elemento dentario.<sup>26</sup>

Son elementos muy versátiles que se utilizan en ortodoncia, fabricados en metal (acero inoxidable o titanio), en policarbonato con fibra de vidrio (plásticos) y en alúmina policristalina (cerámicos). Su función es soportar elementos activos como los arcos, convencionalmente tiene una base que puede ser una malla ligeramente cóncava para adaptarse a la convexidad de la superficie dental y dar la retención al adhesivo. La superficie contraria, posee una ranura para posicionar el arco y presenta ganchos para fijar ligaduras o elásticos.<sup>27</sup>

## **Brackets plásticos**

Los vínculos plásticos se fabrican con policarbonato y se utilizan principalmente por razones estéticas, se rompen fácilmente y cambian de color. Tienen una escasa estabilidad en la dimensión de la ranura. Poseen alta fricción y no permiten el desplazamiento del alambre por la ranura.<sup>26</sup>

Los brackets totalmente de plástico carecen de resistencia suficiente contra la distorsión y la rotura, el desgaste de la ranura por el alambre (que hace perder el control del diente), la captación de agua y requieren resinas adhesivas compatibles. Estos brackets plásticos pueden ser útiles en situaciones donde las fuerzas sean mínimas y para tratamientos de corta duración, particularmente en adultos. En la actualidad se están introduciendo nuevos

tipos de brackets de plástico reforzado, con insertos de acero para las ranuras o sin ellos.<sup>28</sup>

### **Brackets cerámicos**

Los brackets cerámicos fabricados con óxido de aluminio pueden combinar la estética del plástico y la confiabilidad de los brackets metálicos. Hoy en día están disponibles en dos formas: hecho en partículas de óxido de aluminio fusionadas o sintetizadas y en forma unicristalina en contraste con los administradores plásticos actuales.<sup>28</sup>

Son resistentes a las manchas (no cambian de color), son más estables dimensionalmente y tienen alta fricción.<sup>26</sup>

Los brackets cerámicos se adhieren al esmalte por dos mecanismos diferentes:

- retención mecánica por vía indentaciones y/o socavados en la base.
- unión química por medio de un agente ligante de silano.<sup>28</sup>

En el caso de la retención mecánica el estrés del despegado suele hallarse en la interfaz adhesivo-bracket, mientras que la unión química puede producir fuerza adhesiva en exceso, desplazando el estrés del despegado hacia la interfase esmalte-adhesivo, pudiendo dañar el esmalte al retirarlos.<sup>26</sup>

No obstante los brackets cerámicos muestran algunos inconvenientes significativos:

1. La resistencia a la fricción entre alambre ortodóntico y brackets cerámicos es mayor y menos predecible que con los brackets metálicos.

2. Los brackets cerámicos no son tan durables como los de acero y son quebradizos por naturaleza. Estos brackets se rompen fácilmente durante el tratamiento ortodóntico.
3. Los brackets cerámicos son más duros que el acero e inducen un rápido desgaste del esmalte en todo antagonista que los contacte.
4. Resultan más difíciles de despegar que los brackets de acero y al despegarlos pueden fracturarse fácilmente sus alas.
5. La superficie resulta más áspera y/o más porosa que la de los brackets de acero y de allí que atraigan, más fácilmente placa y manchas sobre el esmalte circundante.<sup>28</sup>

Hay casas comerciales que combinan los brackets cerámicos con la ranura metálica. En general, son de gran calidad y no tienen los inconvenientes que presentan los brackets de plástico, aunque su costo es mayor.<sup>26</sup>

### **Brackets metálicos**

Los brackets metálicos son los más utilizados debido a que son confiables, resistentes y económicos, la fuerza que aplican produce baja fricción por lo que el tratamiento tiende a ser más corto.<sup>26</sup>

Los brackets metálicos dependen de la retención mecánica para su adhesión y el modo habitual de proveer esa retención es como una malla. También los hay disponibles con recesiones fotograbadas o torneadas. En lo que se refiere a la fuerza de adhesión de brackets con base de malla, el área de la base en si probablemente no

sea un factor crítico. El uso de bases metálicas pequeñas y poco notables ayuda a evitar la irritación gingival. Por esa misma razón, la base debe ser diseñada de manera que siga el contorno del tejido a lo largo del margen gingival. No obstante la base no debe ser más pequeña que las alas del bracket, por el peligro de desmineralización en torno de la periferia. Las alas de los brackets para molares y premolares inferiores deben ser mantenidas fuera de oclusión, pues de lo contrario podrían aflojarse fácilmente. La corrosión de brackets metálicos constituye un problema y se han notado manchas verdes y negras en adminículos adheridos de acero inoxidable.<sup>28</sup>

#### **2.2.4.3. Procedimiento para la adhesión**

##### **a. Profilaxis o limpieza del esmalte:**

Este proceso, bien hecho, disminuye la energía superficial, limpia residuos alimenticios y contaminantes del esmalte. Se debe hacer pastas de pulido, con piedra pómez o el bicarbonato, libres de glicerina para permitir una mejor adhesión.<sup>23</sup>

##### **b. Acondicionamiento con ácido ortofosfórico al 37 %:**

Tiene la finalidad de modificar química y morfológicamente la estructura del esmalte para permitir a los materiales adherirse de manera micromecánica a esta superficie.<sup>29</sup>

El ácido ortofosfórico produce una limpieza perfecta del esmalte y retira la película de material orgánico presente en el e incrementa el número de poros superficiales en el esmalte, lo cual aumenta la energía

superficial y mejora la retención del adhesivo y del bracket.<sup>23</sup>

Ácidos y tiempos utilizados en esta fase:

- Ácido ortofosfórico al 37 % durante 15 segundos. Es el mejor sistema.
- Ácido maleico al 10 % durante 15 segundos
- Ácido oxálico al 1.6 % durante 30 segundos.<sup>23</sup>

Una aplicación de 15 segundos con ácido fosfórico al 37 % sobre un esmalte normal en dentición permanente es la que parece mejor para conseguir un grabado adecuado para una adhesión óptima.<sup>29</sup>

c. Lavado intenso con agua:

Los ácidos se utilizan para producir la desmineralización del esmalte se deben retirar, en forma completa, con un enjuague vigoroso del diente teniendo cuidado que no se contamine con saliva, esta fase debe durar mínimo de treinta a sesenta segundos por diente.<sup>30</sup>

d. Secar con aire no contaminado:

Se deben secar todas las superficies de esmalte desmineralizado para que reciban, sin contaminación, el agente de enlace, usando aire deshumectado, ya que la humedad y la grasa atentan contra una buena adhesión del aditamento.<sup>30</sup>

La inspección visual del esmalte dental debe mostrar superficies completamente secas y una apariencia blanca similar a la "tiza de tablero".<sup>23</sup>

e. Aplicar agente de enlace:

Capa delgada de monómero, de consistencia viscosa, que se aplica con un pincel sobre las superficies del esmalte, ya acondicionado y muy seco. Puede ser de fotopolimerización o de autopolimerización y produce unión física, ya que fluye dentro de los poros del esmalte grabado y produce un incremento en la energía superficial, mejorando considerablemente la retención.<sup>23</sup>

Su función es mejorar la humectabilidad del esmalte acondicionado y vehiculizar la resina adhesiva hacia el interior del esmalte descalcificado.<sup>29</sup>

f. Posición de los brackets en los dientes:

Una posición adecuada y perfecta de todos brackets es esencial en cualquier técnica de ortodoncia. Los brackets se posicionan en sentido vertical y en sentido horizontal con una pinza portabackets.<sup>23</sup>

Se debe tener en cuenta que las coronas clínicas no tienen siempre la misma forma, por lo que si se toma cada vez una medida estándar, desde el borde incisal del diente, quedarán ubicados en una curvatura dental diferente y se verán alterados los movimientos de in/out y torsión, y se producirán variaciones en cuanto a su ubicación final. Los resultados finales entonces no serán los óptimos.<sup>30</sup>

Posición en altura

Se mide desde el borde incisal u oclusal de cada diente con respecto a la ubicación de la ranura del bracket o tubo.<sup>23</sup>

## Posición mesiodistal

Se calcula la posición mesiodistal de cada bracket en las coronas de los dientes, ya que estas tienen diferentes morfologías.<sup>23</sup>

Técnicas de visión:

El operador puede elegir cualquiera de las siguientes formas para ubicar y adherir los brackets a los dientes:

### Visión directa

Se calcula, a ojo, el eje axial y la posición de los brackets en las caras vestibulares de los dientes.<sup>22</sup>

### Visión indirecta

Se utiliza un espejo dental para ver, de manera simultánea, la cara vestibular y lingual de cada diente y se determinan el eje axial y la posición mesiodistal de cada bracket.<sup>23</sup>

Reglas generales para la colocación de los brackets:

- Los brackets se deben adherir en la mitad del tercio medio de las coronas clínicas de los dientes, ya que es la posición más confiable independientemente del tamaño de los dientes. Esta posición fue recomendada por Andrews, en 1970, cuando diseñó la técnica de arco recto y se ha utilizado, con gran éxito, como punto de referencia horizontal.
- Los brackets deben estar bien centrados en sentido mesiodistal.
- Como línea de referencia vertical se debe utilizar el eje vertical o eje axial de la corona clínica.

- La ranura horizontal de los brackets debe estar en ángulo recto o perpendicular al eje axial de cada diente, para obtener así, un buen paralelismo radicular final.<sup>23</sup>

Métodos para el posicionamiento de los brackets:

a) Se dibujan unas líneas que sigan los ejes axiales de los dientes y otras perpendiculares a estas, que pasen por los centros de las coronas clínicas. Los brackets se colocan de tal forma que las ranuras coincidan con las líneas horizontales.<sup>23</sup>

b) Con una fórmula en la cual se ubica primero el centro de la corona clínica del incisivo central superior, se mide en milímetros:

- Se añade un milímetro a la posición de los caninos.
- Se resta medio milímetro para la posición de los laterales.
- Se utiliza la misma distancia para los premolares.
- Se resta medio milímetro para los primeros molares.
- Se resta un milímetro para los segundos molares.
- En el arco inferior los cuatro incisivos van a la misma altura.<sup>23</sup>

c) Otra técnica toma como punto de partida el tamaño de la corona del primer premolar permanente, en cada arco, a esta se le da un valor "X".

- X= mitad de la corona clínica del primer premolar. Generalmente es de 4.5 mm.
- X= la misma altura para los incisivos centrales superiores.
- X-0.5 milímetros para los laterales superiores.

- X+0.5 milímetros para los caninos.
- X-0.5 milímetros para los primeros molares.
- X-1 milímetro para los segundos molares.
- X-0.5 milímetros para todos los incisivos inferiores.<sup>23</sup>

d) Tomando como indicador la altura del brackets en el incisivo central superior, se procede a partir de esta (X) la altura de los demás.

#### Arcada superior

- Central X.
- Lateral X- 0.5 milímetros.
- Canino Central X – 0.5 milímetros.
- Premolares X.
- Primeros molares X-0.5 milímetros.
- Segundos molares X- 0,1 milímetros.

#### Arcada inferior

- Central X – 0.5 milímetros.
- Lateral X- 0.5 milímetros.
- Canino X +0.5 milímetros.
- Premolares X.
- Primeros molares X-0.5 milímetros.<sup>30</sup>

Instrumentos para medir la altura de los brackets:

a) La estrella de punta metálica

Viene con posiciones precalibradas en altura de 3.5, 4, 4.5 y 5 milímetros. Hay que tener mucho cuidado con la presión que se hace, pues puede rayar, de manera permanente, el esmalte.<sup>23</sup>

b) La estrella de puntas intercambiables de grafito

Vienen composiciones precalibradas en altura de 3.5, 4, 4.5 y 5 milímetros. No se debe rayar en forma directa el esmalte ya grabado, ya que se puede pigmentar en forma permanente. Se raya sobre el acondicionador ya polimerizado.<sup>23</sup>

g. Aplicación de resinas sobre mallas de los brackets:

Se procede a sujetar el bracket con una pinza portabackets la parte activa entra entre las aletas y la base del bracket, se coloca una minúscula porción de resina en su base, y se presiona firmemente sobre el diente. El material debe colocarse uniformemente para evitar errores de rotación; muchas veces, hay que reposicionar el bracket y para ello se utiliza un explorador o el instrumento de predilección por el operador.<sup>30</sup>

El adhesivo final o resina que es un material casi sólido, tiene como función adherir en forma temporal los brackets al esmalte dental por medio de las mallas que lo retienen y en esta etapa se producen los siguientes eventos:

- Una unión física entre el agente de enlace con el esmalte grabado.
- Una unión química entre el agente de enlace y la resina final.
- Una unión física entre la resina final y las mallas de retención de los brackets.<sup>23</sup>

Después de colocar el adhesivo y posicionado el bracket se realiza la fotopolimerización del adhesivo si

es fotocurado o se espera el tiempo prudencial para que se haga el proceso químicamente. Los excedentes de material serán removidos por el profesional con el instrumental que determine.<sup>23</sup>

### **2.2.5. Máquina universal de tracción de polímeros**

En ingeniería se denomina máquina universal a una maquina semejante a una prensa con la que es posible someter materiales a ensayos de tracción compresión para medir sus propiedades. La presión se logra mediante placas o mandíbulas accionadas por tornillos o un sistema hidráulico.<sup>31</sup>

Partes de la maquina universal de tracción de polímeros:

- Mordaza fija: es un miembro fijo o esencialmente inmóvil es aquel que lleva una mordaza ubicado en la parte inferior de la máquina.
- Mordaza móvil: es un miembro móvil que lleva una segunda mordaza en la parte superior de la máquina, el cual a tener un desplazamiento vertical hacia arriba.
- Mecanismo de arrastre: es aquel que le da movimiento y velocidad a la mordaza móvil con respecto a la mordaza fija.
- Probetas: es el espécimen al cual se la va medir la resistencia a la tracción.<sup>31</sup>

Ensayo de tracción:

La resistencia a la tracción o tenacidad es el máximo esfuerzo que un material puede resistir antes de su rotura por estiramiento desde ambos extremos con temperatura, humedad y velocidad especificadas. El ensayo de tracción de un material consiste en someter a una probeta normalizada a un esfuerzo axial de tracción

creciente hasta que se produce la rotura de la probeta. Este ensayo mide la resistencia de un material a una fuerza estática o aplicada lentamente.<sup>32</sup>

La fuerza de tracción se obtiene mediante la división de la fuerza axial empleada sobre el área de superficie.<sup>31</sup>

### 2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS BÁSICOS

**Adhesión:** Es la fuerza de unión en el contacto íntimo entre dos materiales. Según la Sociedad Americana de Materiales Dentales es la fuerza capaz de sostener materiales unidos por medio de enlaces de las superficies.

**Cemento:** Es una sustancia que sirve para pegar, entre sí, dos cuerpos sólidos.

**Resina:** Los composites o resinas compuestas son materiales sintéticos mezclados heterogéneamente formando un compuesto, como su nombre indica. Están formados por moléculas de elementos variados.

**Fuerza:** En física, la fuerza es una magnitud vectorial que mide la razón de cambio de momento lineal entre dos partículas o sistemas de partículas. Según una definición clásica, fuerza es todo agente capaz de modificar la cantidad de movimiento o la forma de los materiales.

**Bis GMA:** Bisfenol glicidil metacrilato, tiene un alto peso molecular, es muy viscoso por lo que es difícil su manipulación, su estructura química tiene dos enlaces reactivos en ambos extremos de la molécula.

**TEGDMA:** Trietilenglicol-dimetacrilato, tiene excelente viscosidad y características de copolimerización y es casi siempre usado como el monómero diluyente para UDMA o para el más viscoso Bis-GMA

**UDMA:** Uretano de metacrilato, fue descubierto en 1974. Se diferencia del anterior en que tiene mejor viscosidad, rigidez y menor contracción de polimerización.

**Silano:** Es un compuesto químico cuya fórmula es  $\text{SiH}_4$ . Es el análogo del metano, pero derivado del silicio. Se presume que a temperatura ambiente el silano es un gas pirofórico

Es el agente de unión Silano tiene como fin formar una capa químicamente compatible entre las porcelanas y cementos resinosos o agentes de unión para resinas compuestas.

**Canforoquinona:** Pertenece al grupo de las diacetonas. Últimamente, ciertos composites incluyen PPD (1-fenil-1,2-propandiona). Como acelerador de la iniciación suelen añadirse aminas las cuales tienen una gran afinidad por los fotoiniciadores.

**Silicatos:** Son el grupo de minerales de mayor abundancia, pues constituyen más del 95% de la corteza terrestre, es decir, los minerales que forman las rocas. Todos los silicatos están compuestos por silicio y oxígeno. Estos elementos pueden estar acompañados de otros entre los que destacan aluminio, hierro, magnesio o calcio.

**Brackets:** Es la denominación habitual en ortodoncia para los instrumentos terapéuticos que utiliza el ortodoncista adheridos de manera temporal a los dientes para corregir anomalías de posición dentaria.

**Pascal (unidad de medida):** Se define como la presión que ejerce una fuerza de un newton sobre una superficie de un metro cuadrado normal a la misma.

**Mpa (megapascal):** Equivale a 1 000 000 Pascales o por  $10^6$ , este se usa para el cálculo de secciones resistentes en estructuras, donde las fuerzas puedan darse en  $\text{N/mm}^2$ , debido a la pequeñez del pascal en la práctica, esa es la razón de que en muchas aplicaciones prácticas relacionadas con la ingeniería estructural, la resistencia de materiales y la ingeniería mecánica se prefiere como unidad práctica el megapascal.

**GPa (gigapascal):** Es una unidad de medida que equivale a un  $\text{N/m}^2$  por  $10^9$ .

## CAPÍTULO III: HIPÓTESIS Y VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

### 3.1. FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS PRINCIPAL Y DERIVADAS

#### A. Hipótesis principal

Es probable que, la resistencia a la fuerza de tracción sea mayor en los brackets cementados con resina fluida.

#### B. Hipótesis derivadas

##### Primera:

Es probable que, la resistencia a la fuerza de tracción sea mayor en los brackets cementados con cemento resinoso.

##### Segunda:

Es probable que, la resistencia a la fuerza de tracción sea igual en los brackets cementados con resina fluida y cemento resinoso.

### 3.2. VARIABLES; DEFINICIÓN CONCEPTUAL Y OPERACIONAL

#### A. Variable principal:

Fuerza de adhesión.

#### B. Definición operacional de variables:

VARIABLE PRINCIPAL	INDICADORES	NATURALEZA	ESCALA
Fuerza de adhesión	Mpa	Cuantitativa	Razón

## CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA

### 4.1. DISEÑO METODOLÓGICO

#### A. Tipo de estudio:

El presente estudio es de tipo **experimental**, porque se aplicó un estímulo por medio de una máquina de medición de fuerzas en el cual obtendremos en respuesta las fuerzas de adhesión.

#### B. Diseño de investigación:

De acuerdo a la temporalidad: la presente investigación es **transversal** porque se hizo una medición de la variable sobre la unidad de estudio.

De acuerdo al lugar donde se obtendrán los datos: la presente investigación es **laboratorial** porque la información se obtuvo a través de procesos laboratoriales.

De acuerdo al momento de la recolección de datos: la presente investigación es **prospectiva** porque la información se obtuvo conforme se desarrolle la investigación.

De acuerdo a la finalidad investigativa: la presente investigación es **comparativa** porque se evaluó semejanzas y/o diferencias de la fuerza de adhesión entre los grupos de estudio.

## 4.2. DISEÑO MUESTRAL

### A. Población y muestra:

La unidad de estudio estuvo conformada por 30 piezas dentales naturales.

Tamaño de los Grupos: Que fue conformado de acuerdo a los dos tipos de agentes adhesivos.

Datos

E/S (tamaño estandarizado del efecto) = 0.90

Donde  $\beta$ : (0.05 a 0.20) = 0.20

$\alpha$ : (0.01 a 0.10) = 0.05

Cruce de variables en la tabla estadística bimedial

E/S = 0.90  $\beta$ : 0.20  $\alpha$ : 0.05

Muestra = 15 unidades por grupo

Formulación de los grupos

Grupos	Número
A	15
B	15

## **B. Criterios de inclusión:**

- Los premolares tuvieron la estructura del esmalte en buenas condiciones, habiendo sido conservadas correctamente, para evitar su desecación.
- Los premolares a ser evaluados presentaron integridad coronal.
- Los premolares a ser evaluados presentaron su porción radicular en óptimas condiciones.

## **C. Criterios de exclusión:**

- Premolares que clínicamente mostraron obturaciones extensas
- Premolares que clínicamente mostraron fracturas, fisuras de la porción coronal.
- Premolares que clínicamente mostraron amelogénesis imperfecta.
- Premolares que clínicamente mostraron dentinogénesis imperfecta.
- Premolares que clínicamente mostraron hipoplasia de esmalte.
- Premolares que clínicamente mostraron hipocalcificación de esmalte.
- Premolares que presentaron tratamiento de conductos.

### **4.3. TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS**

#### **A. Técnicas:**

Para la presente investigación se utilizó la técnica de la observación indirecta.

#### **B. Instrumentos:**

Para la presente investigación se usó la ficha de observación clínica. (Anexo N° 1)

#### **C. Procedimientos para la recolección de datos:**

- 1) Se recolecto 30 piezas dentales naturales extraídas, que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión ya mencionados.
- 2) Se realizó 30 troqueles, de cada diente, con la finalidad de que se adapte este a la máquina de medición de fuerzas.
- 3) Se procedió a realizar el pegado de los brackets:

Grupo A: Con resina fluida (Opallis Flow- FGM).

- Se realizó la limpieza de la superficie dental con pasta profiláctica y escobillas.
- Se enjuago con agua los residuos de pasta profiláctica, y usando una pera de aire se secó la superficie del esmalte.
- Se grabó por 15 segundos con ácido fosfórico al 37%.
- Se enjuago con agua.
- Se secó con bolillas de algodón, y pera de aire, la superficie dental.

- Se colocó agente adhesivo.
- Se procedió a aplicar la resina fluida Opallis Flow sobre la malla del bracket.
- Se colocó el bracket en la posición deseada por medio de un posicionador de brackets, presionar usando y retirar los excesos.
- Se realizó un fotocurado por 40 segundos con un aparato de luz LED.

Grupo B: Con cemento resinoso para ortodoncia. (Heliosit Orthodontic- Ivoclar Vivadent).

- Se realizó la limpieza de la superficie dental con pasta profiláctica y escobillas.
- Se enjuago con agua los residuos de pasta profiláctica, y usando una pera de aire se secó la superficie del esmalte.
- Se grabó por 15 segundos con ácido fosfórico al 37%.
- Se enjuago con agua.
- Se secó con bolillas de algodón, y pera de aire, la superficie dental.
- Se procedió a aplicar una porción del cemento resinoso "Heliosit Orthodontic" sobre la malla del bracket.
- Se colocó el bracket en la posición deseada, presionar y retirar los excesos.
- Se realizó un fotocurado por 40 segundos con un aparato de luz LED.

4) Validación del instrumento: se realizó pruebas piloto con el 10% de las muestras estudiadas para verificar la viabilidad del proyecto.

5) Se evaluó las fuerzas por medio de una maquina universal de medición de fuerzas para tracción de polímeros, expresada en Mpa.

#### **4.4. TÉCNICAS ESTADÍSTICAS PARA EL PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN**

La tabulación de los datos se realizó a través de la confección de una matriz en unas hojas de cálculo Excel. El procesamiento de la información se llevó a cabo de manera computacional.

La presentación de los datos se hizo a partir de la confección de tablas de simple y doble entrada y la elaboración de gráficos.

El análisis de los datos se llevó a cabo a través del cálculo de medidas de tendencia central (media aritmética) y de dispersión (desviación estándar, valores mínimo y máximo), por tratarse de variables de naturaleza cuantitativa.

Para demostrar si existen o no diferencias entre ambos grupos de estudio se utilizó la prueba estadística t de student a un 95% de confianza. Todo el proceso estadístico se llevó a cabo con la ayuda del software EPI-INFO versión 6.0.

#### **4.5. ASPECTOS ÉTICOS**

Dado que el trabajo es in vitro no va en contra de los principios éticos de la investigación.

De acuerdo a las normas éticas el presente trabajo es original representando su validez científica, porque se planteó:

- a) Un método de investigación coherente con el problema y la necesidad social.
- b) Un marco teórico suficiente basado en fuentes documentales y de información.
- c) Un lenguaje cuidadoso empleado para comunicar el informe; que fuera capaz de reflejar el proceso de la investigación.

La investigación presenta un valor social o científico representando un juicio sobre la importancia social, científica o clínica de la investigación.

La investigación plantea una intervención que conduce a mejoras en las condiciones de vida y aporta conocimiento que pueda abrir oportunidades de solución a problemas.

## CAPÍTULO V: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

### 5.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

TABLA N° 1

**FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES EMPLEANDO RESINA FLUIDA FOTOPOLIMERIZABLE**

RESINA FLUIDA	Fuerza Adhesión MPa
Media Aritmética (Promedio)	6.55
Mediana	6.12
Desviación Estándar	2.45
Fuerza Mínima	2.62
Fuerza Máxima	11.95
Total	15

Fuente: Matriz de datos

#### INTERPRETACIÓN:

En la presente tabla mostramos la fuerza de adhesión que alcanzaron los brackets metálicos a la superficie del esmalte dental empleando una resina fluida fotopolimerizable en dientes premolares.

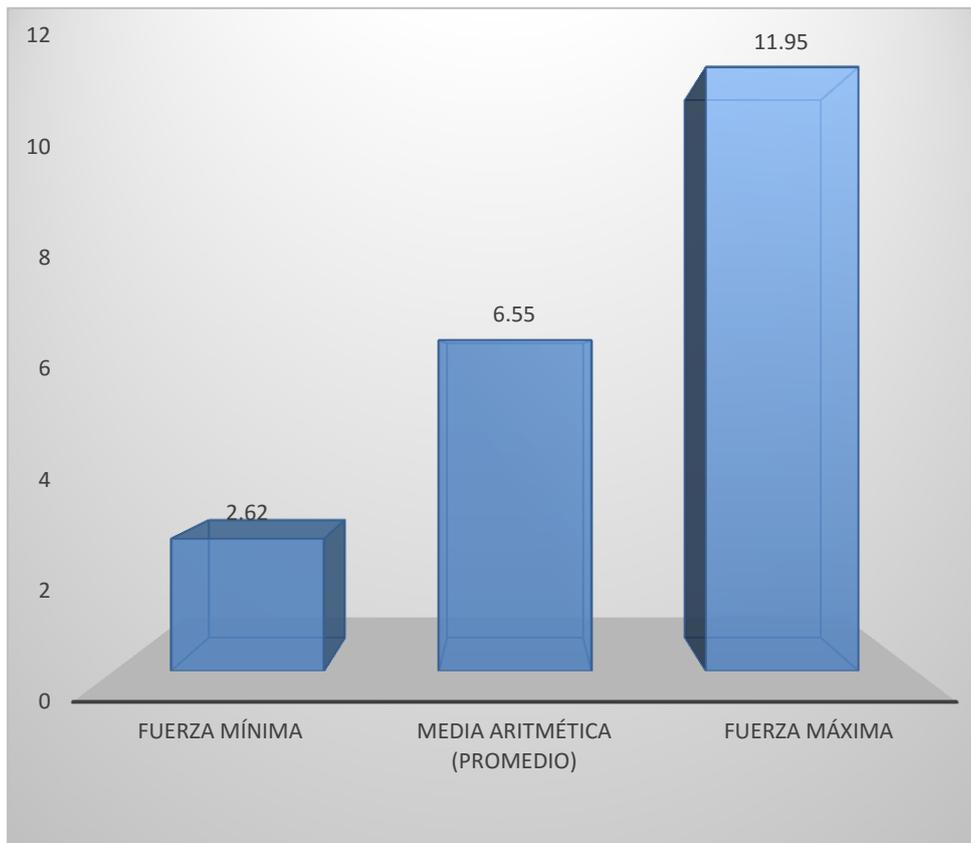
Como se observa de los resultados obtenidos, luego de ejecutadas las pruebas en el laboratorio, los brackets colocados a los dientes con la

resina fluida alcanzaron una fuerza de adhesión promedio de 6.55 MPa, además esta fuerza osciló desde un valor mínimo de 2.62 MPa y llegando hasta los 11.95 MPa.

Otro dato importante que se muestra en esta tabla es el valor de la mediana, la cual nos permite establecer si los valores obtenidos por cada unidad de estudio se distribuyen de manera normal, es decir, demostrar que no ha habido valores atípicos, ya sea por una mala medición (que puede deberse a un error de la máquina que lleva a cabo las pruebas) o por errores “humanos” durante las pruebas llevadas a cabo. La forma de evaluar esto es comparando la media aritmética (promedio) con la mediana, de tal manera que si hay discrepancias podemos presumir que hay valores atípicos. Sin embargo, si observamos nuestros resultados, estos valores se encuentran muy cerca uno del otro (6.55 MPa versus 6.12 MPa), por tanto, podemos colegir que las mediciones obtenidas durante las pruebas llevadas a cabo han sido correctamente estimadas.

## GRÁFICO N°1

### FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES EMPLEANDO RESINA FLUIDA FOTOPOLIMERIZABLE



## TABLA N° 2

### FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES EMPLEANDO CEMENTO RESINOSO PARA ORTODONCIA

CEMENTO RESINOSO	Fuerza Adhesión MPa
Media Aritmética (Promedio)	3.18
Mediana	2.61
Desviación Estándar	1.93
Fuerza Mínima	0.71
Fuerza Máxima	6.84
Total	15

Fuente: Matriz de datos

#### INTERPRETACIÓN:

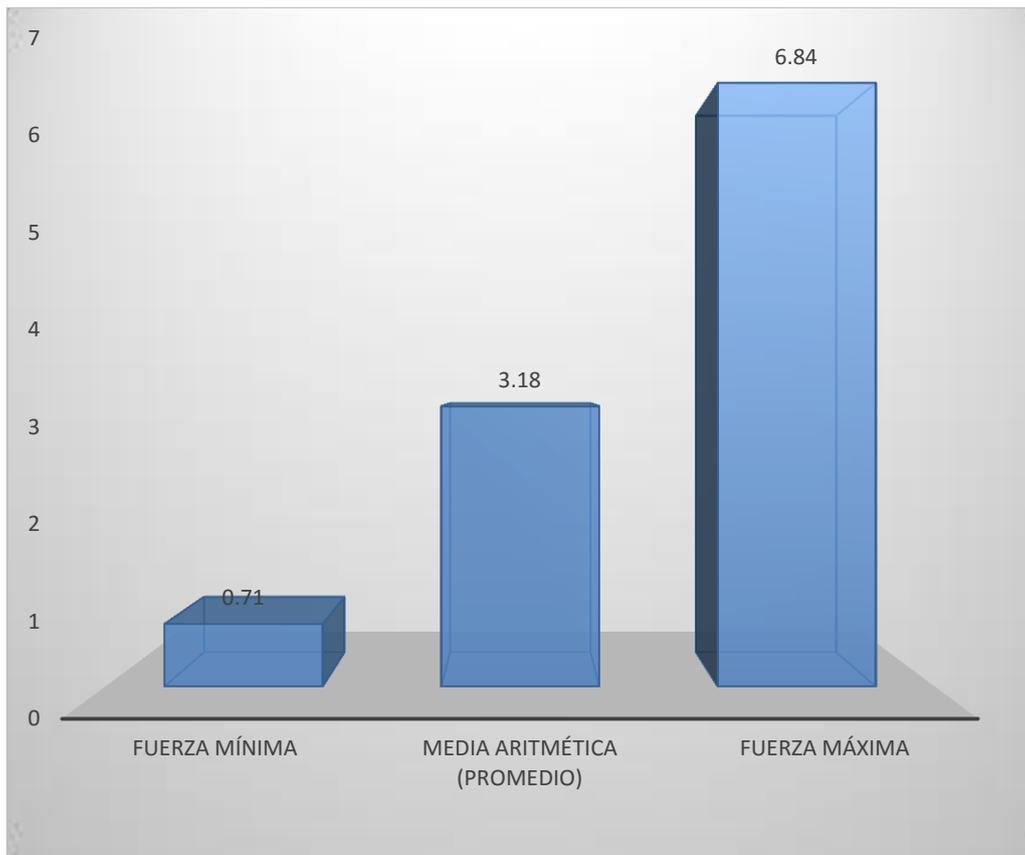
En la presente tabla mostramos la fuerza de adhesión que alcanzaron los brackets metálicos a la superficie del esmalte dental empleando un cemento resinoso fotopolimerizable en dientes premolares.

Como se observa de los resultados obtenidos, luego de ejecutadas las pruebas en el laboratorio, los brackets colocados a los dientes con cemento resinoso alcanzaron una fuerza de adhesión promedio de 3.18 MPa, además esta fuerza osciló desde un valor mínimo de 0.71 MPa y llegando hasta los 6.84 MPa.

Otro dato importante que se muestra en esta tabla es el valor de la mediana, la cual nos permite establecer si los valores obtenidos por cada unidad de estudio se distribuyen de manera normal, es decir, demostrar que no ha habido valores atípicos, ya sea por una mala medición (que puede deberse a un error de la máquina que lleva a cabo las pruebas) o por errores “humanos” durante las pruebas llevadas a cabo. La forma de evaluar esto es comparando la media aritmética (promedio) con la mediana, de tal manera que si hay discrepancias podemos presumir que hay valores atípicos. Sin embargo, si observamos nuestros resultados, estos valores se encuentran muy cerca uno del otro (3.18 MPa versus 2.61 MPa), por tanto, podemos colegir que las mediciones obtenidas durante las pruebas llevadas a cabo han sido correctamente estimadas.

## GRÁFICO N°2

### FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES EMPLEANDO CEMENTO RESINOSO PARA ORTODONCIA



**TABLA N° 3**

**COMPARACIÓN DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES ENTRE UNA RESINA FLUIDA FOTOPOLIMERIZABLE Y UN CEMENTO RESINOSO PARA ORTODONCIA**

Fuerza de adhesión	Grupo de Estudio	
	Resina Fluida	Cemento Resinoso
Media Aritmética (Promedio)	6.55	3.18
Desviación Estándar	2.45	1.93
Fuerza Mínima	2.62	0.71
Fuerza Máxima	11.95	6.84
Total	15	15

Fuente: Matriz de datos

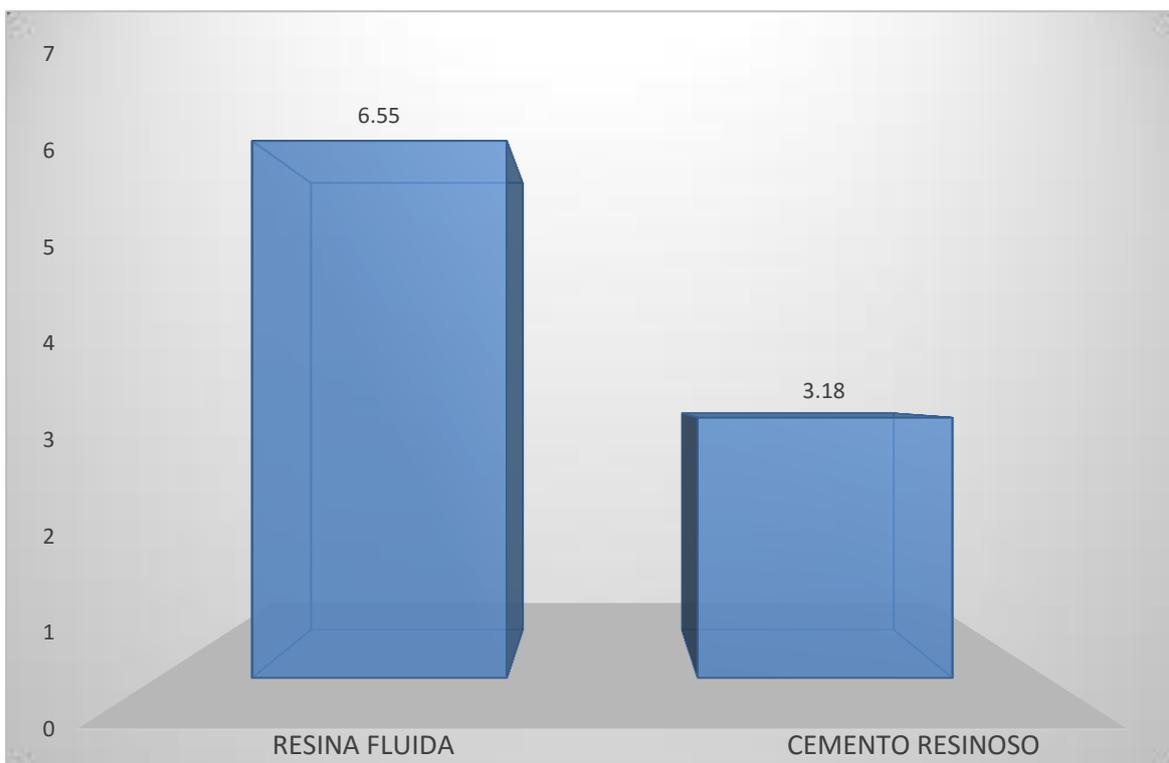
**INTERPRETACIÓN:**

En la tabla N° 3 comparamos la fuerza de adhesión de los brackets metálicos a la superficie del esmalte dental en premolares entre la resina fluida fotopolimerizable y el cemento resinoso de ortodoncia.

Como se evidencia de los resultados obtenidos, la fuerza de adhesión para el grupo en el cual se utilizó la resina obtuvo una media aritmética de 6.55 MPa, mientras que para el grupo donde se aplicó el cemento resinoso para ortodoncia, el promedio alcanzado correspondió a un valor de 3.18 MPa, es decir, el primer grupo, aparentemente, obtuvo una mayor fuerza a la adhesión.

### GRÁFICO N°3

**COMPARACIÓN DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES ENTRE UNA RESINA FLUIDA FOTOPOLIMERIZABLE Y UN CEMENTO RESINOSO PARA ORTODONCIA**



## 5.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

TABLA N° 4

**PRUEBA T DE STUDENT PARA COMPARAR LA FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS A LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL EN PREMOLARES ENTRE UNA RESINA FLUIDA FOTOPOLIMERIZABLE Y UN CEMENTO RESINOSO PARA ORTODONCIA**

FUERZA DE ADHESIÓN	Valor Estadístico	Grados de Libertad	Significancia P
Resina Fluida Fotopolimerizable	17.433	28	<b>0.000</b> <b>(P &lt; 0.05) S.S.</b>
Cemento Resinoso			

En la comparación llevada a cabo de la fuerza de adhesión de brackets metálicos a la superficie del esmalte dental entre una resina fluida fotopolimerizable y un cemento resinoso para ortodoncia (Tabla N° 3), se aplicó la prueba estadística t de Student, la cual nos permite establecer si las diferencias encontradas entre estos dos grupos constituidos son, o en su defecto, no son significativas.

Como se aprecia en la Tabla N° 4, según la prueba estadística aplicada, se han hallado diferencias significativas de la fuerza de adhesión entre los dos grupos de estudio, es decir, la resina fluida fotopolimerizable demostró tener mayor fuerza de adhesión que el mostrado por el grupo de cemento resinoso para ortodoncia.

### 5.3. COMPROBACIÓN DE LAS HIPÓTESIS

#### A. Hipótesis Principal:

Es probable que, la resistencia a la fuerza de tracción sea mayor en los brackets cementados con resina fluida.

#### B. Hipótesis Derivadas:

##### Primera:

Es probable que, la resistencia a la fuerza de tracción sea mayor en los brackets cementados con cemento resinoso para ortodoncia.

##### Segunda:

Es probable que, la resistencia a la fuerza de tracción sea igual en los brackets cementados con resina fluida y el cemento resinoso para ortodoncia.

##### Regla de Decisión:

Si  $P \geq 0.05$                       No se acepta la hipótesis principal.

Si  $P < 0.05$                       Se acepta la hipótesis principal.

##### Conclusión:

De acuerdo a los resultados obtenidos (Tabla N° 4), procedemos a aceptar la hipótesis principal, dado que se ha demostrado que los brackets cementados con resina fluida fotopolimerizable tuvieron mayor resistencia a la tracción. Entonces, con estos resultados podemos colegir también que las hipótesis derivadas se rechazan.

#### 5.4. DISCUSIÓN

Las diferencias observadas en los cuadros y gráficos anteriormente descritos, indican que los diferentes materiales usados como agentes adhesivos se comportan en forma distinta a la fuerza de tracción provocada por una máquina universal de fuerzas de tracción de polímeros. Este factor puede ser muy importante a la hora de elegir un sistema para adherir brackets y sobre todo otro factor importante es el seguir las instrucciones de uso según el fabricante, específico para cada material.

En la presente investigación se obtuvo valores de 3.18 Mpa para el cemento resinoso Heliosit Orthodontic, lo cual difiere del estudio de Fuentes García Alexander <sup>3</sup> se obtuvo resultados de 12.08 Mpa, los cuales son valores altos en comparación al presente estudio, esto puede haber presentado una varianza por haber influido la fuerza aplicada al momento de realizar el estudio, deduciendo que no existe importancia estadística a diferencia del presente estudio.

Sin embargo hay que tomar en cuenta el uso de materiales de fotocurado, obteniendo mayor fuerza de adhesión para el pegado de brackets, según menciona Fernando Dávila Barahona.<sup>4</sup>

Al evaluar los resultados obtenidos por la resina fluida de 6.55 MPa, siendo este un material poco común para el cementado de brackets, pero habiendo obtenido valores elevados demostrando tener mayor fuerza de adhesión para el pegado de los brackets, siendo esta una alternativa más para su uso al momento de adherir brackets.

Asimismo, durante este estudio se observó un predominio de la resina fluida en la interface resina-resina (cohesiva). Una posible explicación a estos fenómenos se puede dar respecto al uso de un adhesivo complementario según el fabricante para la resina fluida, en cambio en

el cemento resinoso según el fabricante encontramos que este no necesitaba adhesivo por ser de constitución monocomponente. En el caso de la resina fluida al colocarse adhesivo según el fabricante le da la ventaja de al ser hidrófilo, humecta la superficie del esmalte y puede aumentar considerablemente la adhesión coincidiendo con el estudio de Caballero Pachón Andrea, et al, donde menciona que el uso del agente adhesivo aumenta la fuerza de adhesión.

Investigaciones previas concluyeron que valores por encima de 20 MPa pueden causar daños irreversibles a la estructura adamantina en el momento de su remoción, al finalizar el tratamiento de ortodoncia según, Caballero Pachón Andrea, et al, en el cual sostenemos su aporte al mencionar que nuestro estudio con el uso de la resina fluida como sistema adhesivo para la adhesión de brackets, se encuentra dentro de los parámetros mencionados (6.55 Mpa) evitando dañar la estructura del esmalte dental al ser removido.

## CONCLUSIONES

### PRIMERA:

La fuerza de adhesión de los brackets metálicos a la superficie del esmalte en premolares empleando resina fluida es de 6.55 Mpa.

### SEGUNDA:

La fuerza de adhesión de los brackets metálicos a la superficie del esmalte en premolares empleando cemento resinoso para ortodoncia es de 3.18 Mpa.

### TERCERA:

Comparando las fuerzas de adhesión de los bracket metálicos a la superficie del esmalte en premolares entre la resina fluida (6.55 MPa) y el cemento resinoso para ortodoncia (3.18 MPa), habiendo encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ambos, siendo por tanto mejor la resina fluida.

## **RECOMENDACIONES**

### **PRIMERA:**

Mediante el presente estudio de investigación se da la opción a los cirujanos dentistas, sobre el uso de la resina fluida para la adhesión de brackets metálicos, al haberse encontrado una diferencia significativa en comparación con el cemento resinoso para cementado de brackets de ortodoncia.

### **SEGUNDA:**

Se recomienda realizar otra investigación en el que se compare si existe alguna influencia en el uso o no del adhesivo dental, previo al uso de cementos resinosos.

### **TERCERA:**

Se recomienda realizar otra investigación en el que se compare el uso de resina fluida con relleno inorgánico nanoparticulado con una resina fluida con relleno inorgánico microhíbrida en cuanto a resistencia a fuerzas de tracción.

### **CUARTA:**

Se recomienda que en próximos estudios se deba evaluar la eficacia de más sistemas adhesivos para ortodoncia de las diferentes marcas que existen en el mercado peruano, además de incluir en la investigación el uso de distintas marcas de brackets metálicos, tanto marcas reconocidas como genéricas.

### **QUINTA:**

Se recomienda realizar otra investigación en el que se evalué el grado de daño al esmalte dental, al remover los brackets, ya sea con resina fluida y el uso de un cemento resinoso.

## FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Caballero Pachón Andrea Marcela. César Augusto Bincos Uribe. Jaime Andrés Fernández Izquierdo. Jaime Rodrigo Rivera Barrero. Eliana Midori Tanaka Lozano. Comparación de la fuerza de adhesión y el tipo de falla entre dos cementos de resina para ortodoncia. Avances en materiales dentales; 2011; Pág. 8.
2. Sudhir Sharma. Pradeep Tandon. Amit Nagar. Gyan P Singh. Alka Singh. Vinay K Chugh. Una comparación de resistencia al cizallamiento de brackets ortodónticos unido con cuatro adhesivos ortodónticos diferentes. Journal of Orthodontic Science; 2014. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4077105/>
3. Fuentes García Alexander. Estudio in vitro comparativo de la fuerza de adhesión de un ionómero y dos resinas utilizadas para adherir brackets. Universidad Mayor de San Marcos; Lima Perú; 2002.
4. Fernando Fernández Dávila Barahona. Evaluación de la fuerza de tracción en sistemas de adhesivos ortodónticos de autocurado, fotocurado y autoadherentes en piezas dentarias permanentes. Universidad Católica de Santa María; Arequipa; Perú; 2014.
5. Reyes Rodríguez Luis Arturo. Evaluación in vitro de la fuerza de adhesión de brackets a la superficie del esmalte dental empleando 3 tipos de sistemas adhesivos autopolimerizables. Post grado/ Para optar el título de especialista en ortodoncia. Universidad de San Francisco; Quito Ecuador; 2007.
6. Echevarría Pizarro Sergio. Estudio comparativo entre dos cementos de ortodoncia que utilizan ácido grabador y cementos que no utilizan en relación a resistencia al desplazamiento. Universidad de Chile área de biomateriales dentales; Santiago de Chile; 2006.
7. Herrera Rosero. Estudio comparativo in-vitro de resistencia a la tracción entre una resina fotopolimerizable y una autopolimerizable en adhesión de brackets metálicos. Universidad de las Américas; Chile; 2016.
8. Garrofé A. Martucci D. Picca M. Adhesión a tejidos dentarios. Revista Facultad de Odontología UBA; 2014; Volumen 29; p. 5-13.

9. Julio Barrancos Mooney.Patricio J. Barrancos. Histología Dentaria. Operatoria dental Integración clínica. 4ta Edición. Editorial médica Panamericana; 2006; p. 261-265.
10. María Elisa Gómez de Ferraris. Antonio Campos Muñoz. Esmalte. Histología y embriología Bucodental. 2da Edición. Editorial médica Panamericana; 2003; p. 287.
11. Mauricio Moya J. Mercedes Pinzón B. Dario Forero S. Rehabilitación oral y Prosthodontia. Odontología básica integrada. Tomo 2. Editorial Zamora; p.231-300.
12. Ximena Guillen Vivas. Características de los tejidos mineralizados del diente. Fundamentos de Operatoria Dental. 2da Edición. Editorial Dreams Magnet; 2015; p. 1-10.
13. Análisis micromorfológico, al MEB, del efecto sobre esmalte sano de un sistema adhesivo autograbante y un sistema adhesivo con grabado ácido. Rev. Biomater. Sociedad científica Grupo Chileno de Materiales Dentales; 2015; Vol. 2(1); 116-134. Disponible en: <http://www.biomater.cl/analisis-micromorfologico-al-meb-del-efecto-sobre-esmalte-sano-de-un-sistema-adhesivo-autograbante-y-un-sistema-adhesivo-con-grabado-acido/>
14. Ximena Guillen Vivas. Resinas compuestas. Fundamentos de Operatoria Dental. 2da Edición. Editorial Dreams Magnet; 2015; p. 147-153.
15. H. Ralph Rawls y J. Esquivel Upshaw. Ciencia de los materiales dentales. Undécima edición. Madrid España: Editorial ELSEVIER; 2004.
16. Ximena Guillen Vivas. Lámparas fotopolimerizadoras. Fundamentos de Operatoria Dental. 2da Edición. Editorial Dreams Magnet. 2015. p. 157-161.
17. Ronaldo Hirata. Sistemas adhesivos y Resinas compuestas. Tips Claves en odontología estética. Editorial Médica Panamericana; 2012.
18. Rodríguez G. Douglas R. Pereira S. Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Revista Acta Odontológica Venezolana; 2008; Volumen 46 N° 3: 1-19. Disponible en: [http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion\\_tendencias\\_resinas\\_compuestas.asp](http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp)

19. Soley Arslan. Sezer Demirbuga. Yakup Ustun. Asiye Nur Dincer. Burhan Can Canakci. Yahya Orcun Zorba. The effect of a new-generation flowable composite resin on microleakage in Class V composite restorations as an intermediate layer. Journal of Conservative Dentistry; 2013; Volumen 16:189-193. Disponible en: <http://medind.nic.in/jax/t13/i3/jaxt13i3p189.pdf>
20. Fgm.ind.br. Brasil: FGM; 2016; citado 13 julio. Disponible en: <http://www.fgm.ind.br/site/produtos/estetica-es/opallis-flow/?lang=es>
21. Ximena Guillen Vivas. Sistemas adhesivos. Fundamentos de Operatoria Dental. 2da Edición. Editorial Dreams Magnet; 2015; p. 141-144.
22. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Oscar David Uribe Restrepo. La fuerza y movimiento dental. Ortodoncia Teoría y Clínica. 1ra Edición. Colombia. Corporación para investigaciones Biológicas; 2004; p. 176-188.
23. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Oscar David Uribe Restrepo. La adhesión y posición de los brackets en ortodoncia. Ortodoncia Teoría y Clínica. 1ra Edición. Colombia. Corporación para investigaciones Biológicas; 2004; p. 199- 225.
24. Billy Joel Sosa Flores. Cementos Resinosos. Universidad Peruana Cayetano Heredia; Lima; Perú. 2010.
25. Ivoclarvivadent.es. España: Ivoclar; 2017; citado 13 Julio. Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/cementos/cementos-adhesivos-composite/heliosit-orthodontic>
26. Leonel Erico Angaramo. Comportamiento de brackets metálicos y cerámicos cementados con agentes cementantes ionoméricos y poliméricos cuando son sometidos a fuerzas ocluso-apicales, mesio-distales y vestibulo-vestibulares. Universidad nacional de córdoba; Córdoba 2015.
27. Mauricio Moya J. Mercedes Pinzón B. Darío Forero S. Ortodoncia en la práctica general. Odontología básica integrada. Tomo 2. Editorial Zamora; p. 317-334.
28. Grubeer A. Tratado de ortodoncia clínica. Editorial Interamericana. Madrid España; 1992.
29. Alberto Albaladejo. Actualización de la adhesión en ortodoncia. Universidad de Salamanca.

30. Rigoberto Otaño Lugo. Manual clínico de ortodoncia. Cementado directo de brackets. Editorial Ciencias médicas; 2008.
31. Paula Andrea Gallego Botero. Rolando Ferney Claros Claros. Diseño mecánico de una maquina universal de ensayos para polímeros. Universidad Tecnológica de Pereira: Escuela de Tecnología mecánica; Facultad de Tecnologías; 2007.
32. Gonzalo Andrade. Propiedades de los polímeros, métodos y ensayos. Academia. 2017 [citado 13 abril 2017]. Disponible en: [http://www.academia.edu/9145953/Propiedades\\_de\\_los\\_polimeros\\_metodos\\_y\\_ensayos\\_terminado](http://www.academia.edu/9145953/Propiedades_de_los_polimeros_metodos_y_ensayos_terminado)

**ANEXOS:**

**ANEXO 1: INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS**

**CUADRO N° 1**

<b>GRUPO A - Resina fluida Opallis Flow</b>	
<b>Muestra</b>	<b>MPa</b>
1	4.577
2	6.122
3	2.615
4	4.933
5	10.817
6	5.943
7	4.398
8	6.954
9	6.478
10	5.349
11	9.034
12	6.657
13	5.23
14	11.946
15	7.251
<b>Media : 6.55 Mpa</b>	

**CUADRO N° 2**

<b>GRUPO B - ADHESIVO Heliosit Orthodontic</b>	
<b>Muestra</b>	<b>MPa</b>
1	6.835
2	2.377
3	6.003
4	3.863
5	2.615
6	2.675
7	4.517
8	4.279
9	1.783
10	1.902
11	0.713
12	5.884
13	1.486
14	1.07
15	1.724
<b>Media : 3.18 Mpa</b>	

## ANEXO 2: CONSTANCIA DE DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN

  
*Universidad Católica de Santa Marta*  
AREQUIPA - PERÚ (51 54) 382038 Fax:(51 54) 251213 ✉ ucsm@ucsm.edu.pe 🌐 http://www.ucsm.edu.pe Apartado: 1350

---

**CENTRO DE PRODUCCIÓN DE BIENES Y SERVICIOS DE ENSAYOS DE MATERIALES DE LA EPIMMEM-UCSM**

**CONSTANCIA**

El suscrito, Ing. Emilio Chire Ramirez, Coordinador del Laboratorio de Ensayo de Materiales de la EPIMMEM, hace constar que:

El señor, **ALIAGA ROJAS, VLADIMIR YSSAC**; ha efectuado 30 ensayos de tracción de resinas poliméricas para cementado de brackets de ortodoncia, utilizando cemento resinoso de ortodoncia y resina dental fluida respectivamente en cada una de las probetas, los resultados fueron entregados en forma digital al interesado.

Se expide la presente a solicitud del interesado.

Arequipa, 31 de Agosto del 2017

FACTURA N° F005-00000376  
Ensayos ejecutados por: Ing. Emilio Chire R.

  
  
ING. EMILIO CHIRE RAMIREZ  
COORDINADOR DEL LABORATORIO DE ENSAYO DE MATERIALES  
N° REG. CIP 23235



Universidad Católica de Santa Marta

(51 54) 382038 Fax:(51 54) 251213 [ucsm@ucsm.edu.pe](mailto:ucsm@ucsm.edu.pe) <http://www.ucsm.edu.pe> Apartado: 1350

AREQUIPA - PERU

**CENTRO DE PRODUCCIÓN DE BIENES Y SERVICIOS DE ENSAYOS DE MATERIALES DE LA EPIMMEM-UCSM**

**REPORTE DE ANÁLISIS**

Código: TP-081 al 110

Fecha de Ejecución de ensayo: 28/08/2017

**DATOS DEL CLIENTE**

CLIENTE: ALIAGA ROJAS, VLADIMIR YSSAC

MATERIAL A ENSAYAR: RESINAS POLIMÉRICAS

**RESUMEN DE RESULTADOS**

A continuación se detalla los resultados de acuerdo al código designado por el cliente:

Cód. Muest.	Ensayo/Propiedad	Resultado	Observaciones
TP-081	Cód. 01 Tracción de cemento resinoso	45.11 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-082	Cód. 02 Tracción de cemento resinoso	15.691 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-083	Cód. 03 Tracción de cemento resinoso	36.619 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-084	Cód. 04 Tracción de cemento resinoso	25.497 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-085	Cód. 05 Tracción de cemento resinoso	17.260 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-086	Cód. 06 Tracción de cemento resinoso	17.653 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-087	Cód. 07 Tracción de cemento resinoso	29.812 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-088	Cód. 08 Tracción de cemento resinoso	28.244 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-089	Cód. 09 Tracción de cemento resinoso	11.769 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-090	Cód. 10 Tracción de cemento resinoso	12.553 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-091	Cód. 11 Tracción de cemento resinoso	4.708 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-092	Cód. 12 Tracción de cemento resinoso	38.835 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-093	Cód. 13 Tracción de cemento resinoso	9.808 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-094	Cód. 14 Tracción de cemento resinoso	7.061 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-095	Cód. 15 Tracción de cemento resinoso	11.376 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-096	Cód. 01 Tracción de resina fluida	30.205 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-097	Cód. 02 Tracción de resina fluida	40.404 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-098	Cód. 03 Tracción de resina fluida	17.260 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-099	Cód. 04 Tracción de resina fluida	32.558 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-100	Cód. 05 Tracción de resina fluida	71.393 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-101	Cód. 06 Tracción de resina fluida	39.227 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-102	Cód. 07 Tracción de resina fluida	29.028 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-103	Cód. 08 Tracción de resina fluida	23.536 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-104	Cód. 09 Tracción de resina fluida	42.757 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-105	Cód. 10 Tracción de resina fluida	35.304 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-106	Cód. 11 Tracción de resina fluida	59.625 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-107	Cód. 12 Tracción de resina fluida	43.934 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-108	Cód. 13 Tracción de resina fluida	34.520 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-109	Cód. 14 Tracción de resina fluida	78.846 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min
TP-110	Cód. 15-A Tracción de resina fluida	47.857 N	T° de trabajo 22°C, velocidad 5 mm/min



## Universidad Católica de Santa María

(51 54) 382038 Fax:(51 54) 251213 [ucsm@ucsm.edu.pe](mailto:ucsm@ucsm.edu.pe) <http://www.ucsm.edu.pe> Apartado: 1350

AREQUIPA - PERU

### NOTA:

- Los resultados de los ensayos fueron proporcionadas en versión digital al cliente.
- Las probetas para cada ensayo fueron proporcionadas por el cliente.

Arequipa, 31 de Agosto del 2017

FACTURA N°: F005-00000376

Ensayo ejecutado por: Ing. Emilio Chire R.



  
ING. EMILIO CHIRE RAMIREZ  
COORDINADOR DEL LABORATORIO  
N° REG. CIP 23235

**Nota:** La presente constancia mostrada, se encuentra a nombre del pariente cercano de la investigadora, por motivo de las condiciones y sistema de pago del laboratorio.

## ANEXO 3: FOTOGRAFÍAS

### MATERIALES y TROQUELADO



**Fig. 1: Premolares recolectado**



**Fig. 2: Alambre micrón**



**Fig. 3: Cemento resinoso Heliosit Orthodontic**



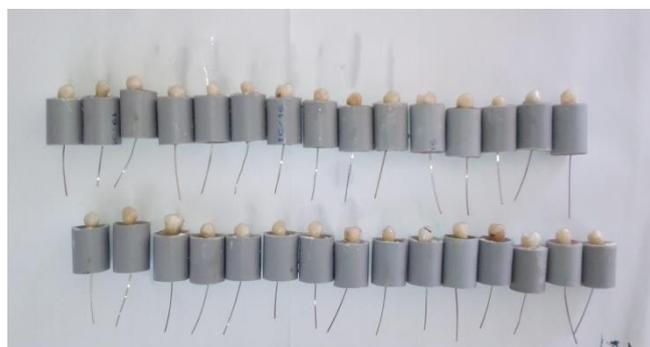
**Fig. 4: Resina fluida Opallis Flow**



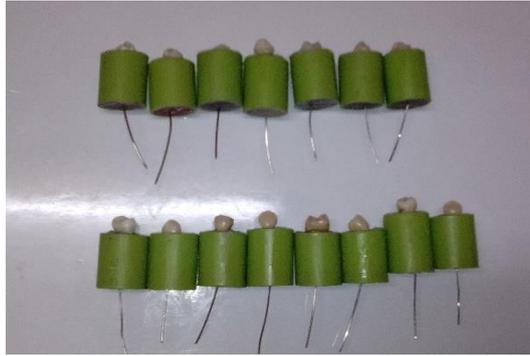
**Fig. 5: Brackets Standard**



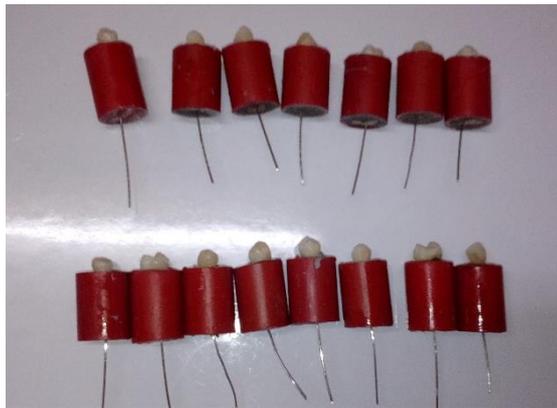
**Fig. 6: Tubos cortados con alambre micrón en su interior**



**Fig. 8: Troqueles armados**



**Fig. 9: Troqueles armados para “Heliosit Orthodontic”**



**Fig. 10: Troqueles armados para “Opallis Flow”**

**PROCEDIMIENTO:**



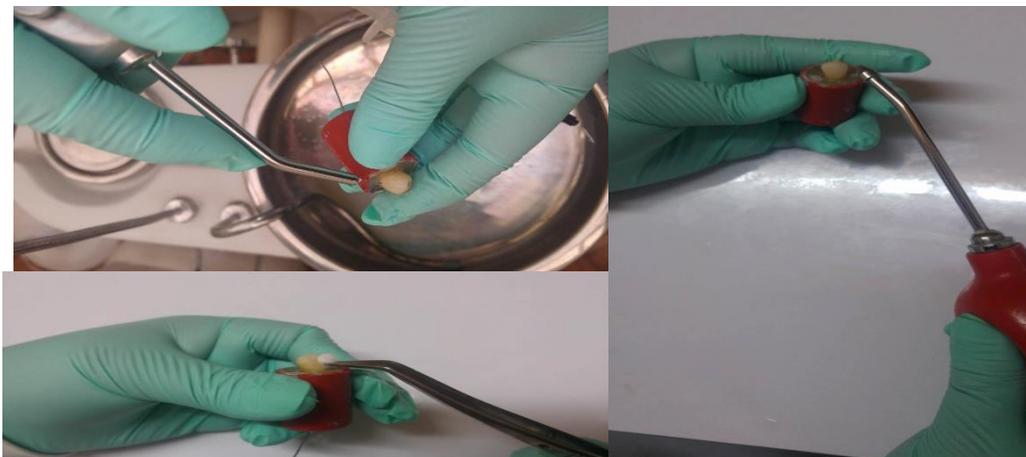
**Fig. 11: Profilaxis**



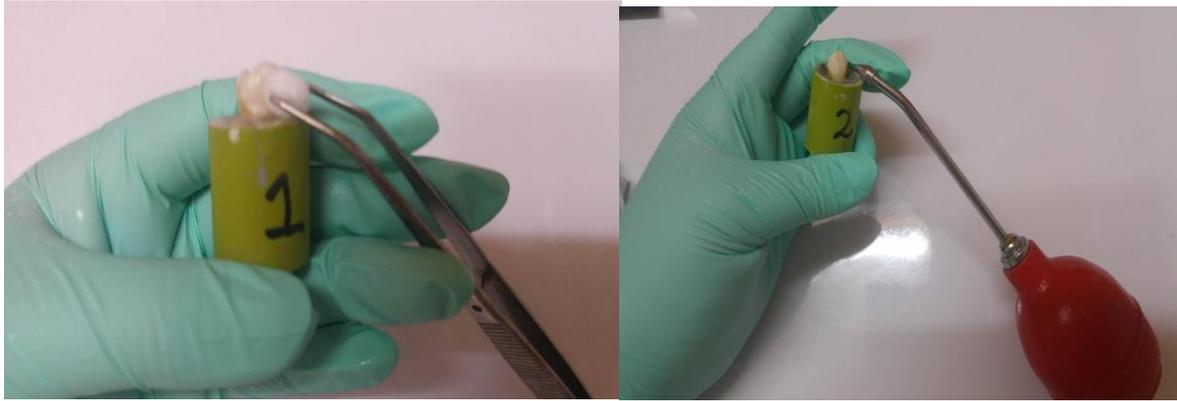
**Fig. 12: Enjuague**



**Fig. 13: Grabado acido grupo A y B**



**Fig. 14: Enjuague y secado A**



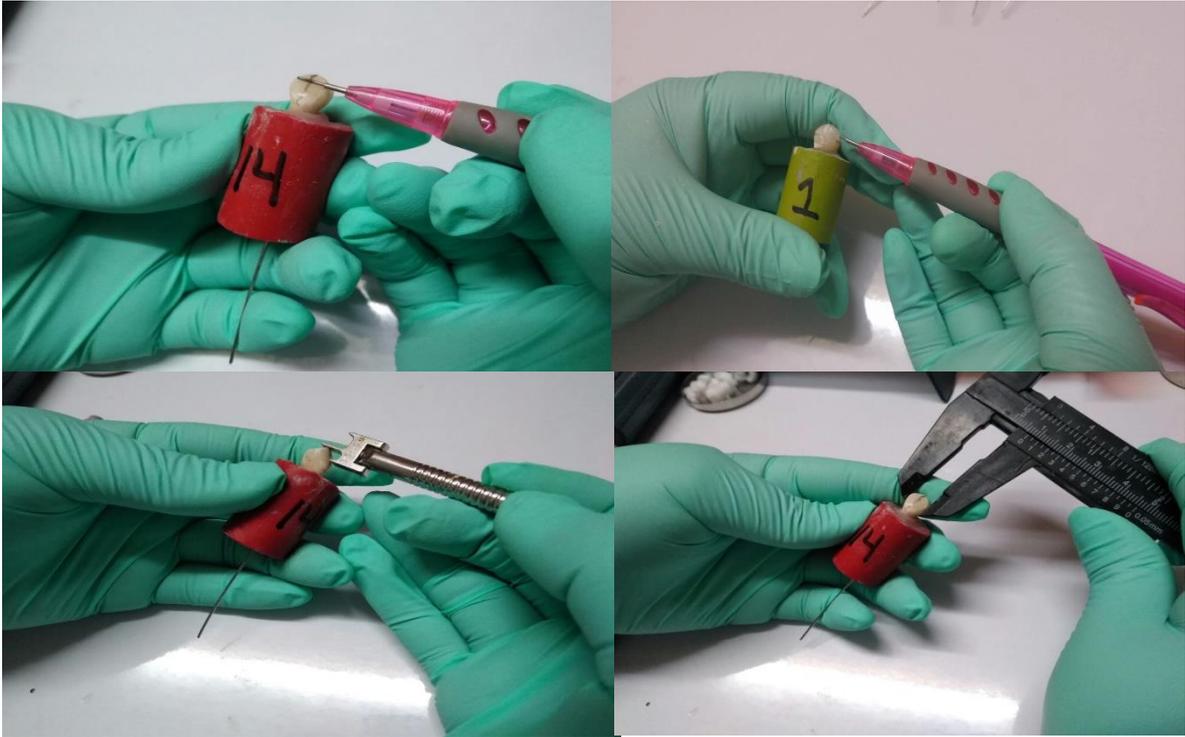
**Fig. 15: Enjuague y Secado Grupo B**



**Fig. 16: Aplicación del adhesivo Grupo A**



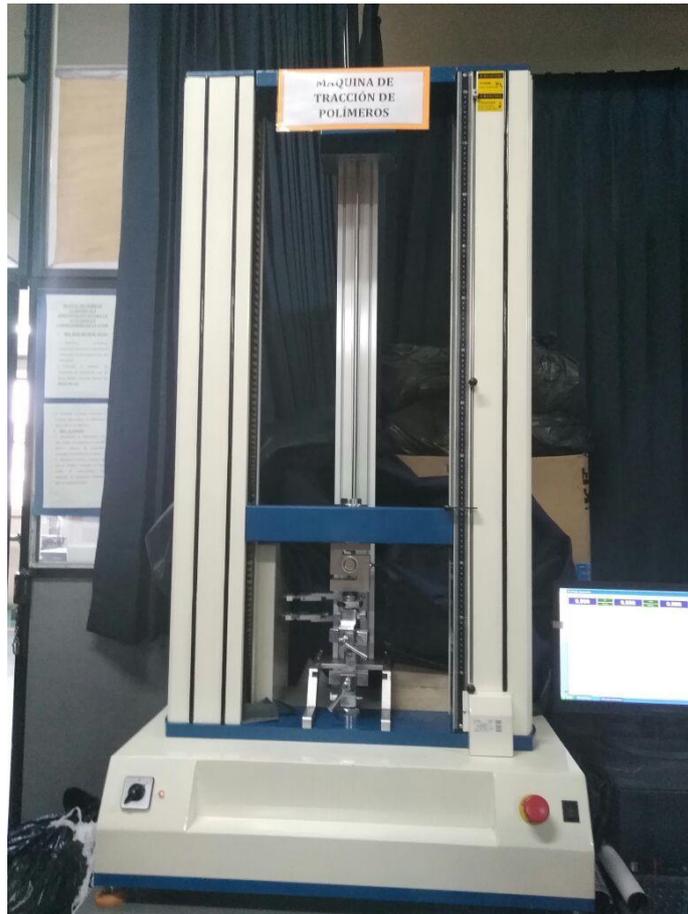
**Fig. 17: Fotocurado**



**Fig. 18: Posicionamiento de brackets Grupo A y B**



**Fig. 19: Aplicación del sistema adhesivo de brackets**



**Fig. 20: Máquina Universal de tracción de polímeros**



**Fig. 21: Medición de las muestras A y B**