



FACULTAD DE POSGRADOS

“INFLUENCIA DE LOS AGENTES DE UNIÓN EN LA RESISTENCIA  
ADHESIVA, UTILIZADOS PARA LA FABRICACIÓN DE POSTES  
ANATÓMICOS”

Autor

Rubén Herman Duque Yanchatipàn

AÑO

2020



FACULTAD DE POSGRADO

“INFLUENCIA DE LOS AGENTES DE UNIÓN EN LA RESISTENCIA  
ADHESIVA, UTILIZADOS PARA LA FABRICACIÓN DE POSTES  
ANATÓMICOS”

Trabajo de Titulación presentado en conformidad a los requisitos establecidos  
para optar por le título de Especialista Médico en Rehabilitación Oral

Profesor guía  
Dra. Andrea Balarezo

Autor  
Rubén Herman Duque Yanchatipán

Año  
2020

## DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

"Declaro haber dirigido el trabajo Influencia de los agentes de unión en la resistencia adhesiva para la fabricación de postes anatómicos. A través de reuniones periódicas con el estudiante Ruben Herman Duque Yanchatipán, en el semestre 2020-01, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".



---

Dra. Andrea Carolina Balarezo Lasluisa.

Rehabilitadora Oral

C.I.1718904855

## DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, Influencia de los agentes de unión en la resistencia adhesiva para la fabricación de postes anatómicos, del estudiante Ruben Herman Duque Yanchatipàn, en el semestre 2020-01, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación."

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Virginia Vizcarra', is centered on the page. The signature is stylized and somewhat illegible due to its cursive nature.

---

Dra. Virginia Vizcarra  
Rehabilitadora Oral  
C.I. 17108960234

## DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

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



---

Rubén Herman Duque Yanchatipán

CI: 1716047467

## **AGRADECIMIENTOS**

Primero a Dios por las bendiciones recibidas.

A los profesores de la Universidad de las Américas

Por ser los mejores, brindarme sus conocimientos y sobre todo por haber sembrado en mi este interés por investigar.

## **DEDICATORIA**

A mi madre, padre, esposa, hijo y hermanos responsable de todo lo que soy como persona y profesional. Motores de mi vida y motivación del día a día que me acompañaran en cada camino que recorreré.

## RESUMEN

**Introducción:** La técnica de Poste Anatómico se utiliza en conductos donde su parte cervical es amplia por diversos motivos por lo que en este estudio se utiliza diversos agentes de unión y determinar la resistencia adhesiva, si hay diferencia estadística entre los diferentes grupos de estudio. **Materiales y Métodos:** De 32 postes prefabricados de cuarzo (Macro Look RTD) se dividieron en 4 grupos de los cuales para cada grupo se obtuvieron 40 vigas: Adhesivos Convencional (AC), Adhesivo Universal (AU), Acido Fluorhídrico (AF), Peróxido de Hidrogeno (PH). Se realizó la prueba de Microtracción obteniendo los resultados en Kg, Posteriormente mediante la fórmula de Boulliguet se obtiene la superficie adhesiva obteniendo los datos de una fotografía de la viga, y finalmente dividimos la resistencia a la tracción para superficie adhesiva para conseguir la resistencia adhesiva **Objetivo:** Evaluar la Influencia de los agentes de unión en la resistencia adhesiva, para la fabricación de postes anatómicos. **Resultados:** De acuerdo a los resultados se evidencia que mayor media de la resistencia adhesiva a la microtracción los reporta el agente de unión de poste universal con  $15.43 \pm 3,12$  MPa; seguida por el grupo de adhesivo convencional  $13,14 \pm 2,61$  MPa, luego ácido fluorhídrico con  $11,92 \pm 1,98$  MPa y la media con menor valor de resistencia adhesiva es el grupo de peróxido de hidrógenos con  $5.63 \pm 1,21$  MPa.



## ABSTRACT

**Introduction:** The Anatomical Post technique is used in canals where the cervical part is wide for various reasons, which is why in this study various bonding agents are used to determine the adhesive strength, if there is a statistical difference between the different study groups. **Materials and Methods:** From 32 prefabricated quartz posts (Macro Look RTD) they were divided into 4 groups of which 40 beams were obtained for each group: Conventional Adhesives (AC), Universal Adhesive (AU), Hydrofluoric Acid (AF), Peroxide of Hydrogen (PH). The Microtraction test was carried out obtaining the results in Kg, Subsequently by means of the Boulliguet formula. The adhesive surface is obtained obtaining the data from a photograph of the beam, and finally we divide the tensile strength for the adhesive surface to achieve the adhesive resistance **Objectiv:** Evaluate the Influence of bonding agents on the adhesive resistance, for the manufacture of anatomical posts. **Results:** According to the results, it is evident that the highest mean of the adhesive resistance to microtraction is reported by the universal post bonding agent with  $15.43 \pm 3.12$  MPa; followed by the conventional adhesive group  $13.14 \pm 2.61$  MPa, then hydrofluoric acid with  $11.92 \pm 1.98$  MPa and the mean with the lowest adhesive strength value is the hydrogen peroxide group with  $5.63 \pm 1.21$  MPa.

## ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN .....	1
1.1.	Planteamiento del Problema .....	1
1.2.	Justificación .....	3
2.	MARCO TEÓRICO.....	4
2.1.	Postes Intraradiculares .....	4
2.2.	Características del Poste .....	5
2.3.	Principios y Funciones del Poste.....	6
2.4.	Efecto Férula.....	6
2.5.	Clasificación de los postes .....	7
2.5.1.	Postes Colados .....	7
2.5.2.	Postes Prefabricados.....	8
2.6.	Espesor del Cemento.....	11
2.7.	Poste Anatómico.....	12
2.8.	Tratamiento Químico.....	14
2.8.1.	Ácido Ortofosfórico .....	14
2.8.2.	Ácido Fluorhídrico.....	15
2.8.3.	Silano .....	15
2.8.4.	Peróxido de Hidrógeno .....	16
2.9.	Resina Compuesta.....	17
2.9.1.	Composición.....	17
2.9.2.	Características .....	17
2.9.3.	Clasificación .....	19
2.9.4.	Grado de Viscosidad .....	19
2.9.5.	Tamaño de la Partícula de Carga .....	20
2.9.6.	Polimerización .....	21
2.9.7.	Intensidad de la Luz.....	21
2.9.8.	Fotopolimerizadores .....	22
2.9.9.	Técnicas de Polimerización .....	23
2.9.10.	Contracción por Polimerización .....	24
2.9.11.	Estrés por Polimerización .....	25

2.9.12. Factor de Contracción .....	25
2.10. Sistemas Adhesivos .....	27
2.10.1. Composición .....	27
2.10.2. Historia .....	28
2.10.3. Clasificación .....	29
2.10.4. Agente Grabador .....	31
2.10.5. Generaciones .....	32
3. OBJETIVOS .....	38
3.1. Objetivo General .....	38
3.2. Objetivos Específicos .....	38
3.3. Hipótesis .....	38
3.3.1. Hipótesis Nula .....	38
3.3.2. Hipótesis Alternativa .....	38
4. METODOLOGÍA .....	39
4.1. Diseño del Estudio .....	39
4.2. Universo de la Muestra .....	39
4.2.1. Universo Infinito .....	39
4.3. Criterios de la Muestra .....	39
4.4. Identificación de Variables .....	40
4.5. Materiales .....	41
4.6. MÉTODOS .....	43
4.6.1. Grupos Experimentales .....	43
4.7. Prueba de Microtracción .....	47
5. RESULTADOS .....	51
5.1. DISCUSIÓN .....	56
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	61
6.1. Conclusiones .....	61
6.2. Recomendación .....	61
7. REFERENCIAS .....	62
ANEXOS .....	71

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Módulo de Elasticidad de los Postes</i> .....	5
Tabla 2 <i>Tipos de Postes.</i> .....	7
Tabla 3 <i>Composición Resinas Compuestas.</i> .....	17
Tabla 4 <i>Composición de los Adhesivos.</i> .....	27
Tabla 5 <i>Solventes de los Adhesivos.</i> .....	27
Tabla 6 <i>Identificación de Variables.</i> .....	40
Tabla 7 <i>Variables</i> .....	40
Tabla 8 <i>Materiales</i> .....	41
Tabla 9 <i>Datos Descriptivos</i> .....	53
Tabla 10 <i>Prueba de normalidad de los cuatro grupos: AC, AU, AF, PH</i> .....	54
Tabla 11 <i>Prueba Anova</i> .....	55

## ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1</i> Poste con Adhesivo Convencional .....	43
<i>Figura 2</i> Poste con Adhesivo Universal.....	44
<i>Figura 3</i> Poste con Ácido Fluorhídrico .....	45
<i>Figura 4</i> Poste con Peróxido de Hidrogeno.....	45
<i>Figura 5</i> Matriz .....	46
<i>Figura 6</i> Cilindro de resina con el poste en medio.....	46
<i>Figura 7</i> Isomet 1000 precision saw, Buheler.....	47
<i>Figura 8</i> Cortes Transversales del cilindro .....	47
<i>Figura 9</i> Muestra: Disco con el poste en medio.....	48
<i>Figura 10</i> Grosor del Disco .....	48
<i>Figura 11</i> Corte del Disco.....	49
<i>Figura 12</i> Microtensile OM100s, Odeme .....	49
<i>Figura 13</i> Instalación de la Viga .....	50
<i>Figura 14</i> Fractura de la Viga .....	50
<i>Figura 15</i> Viga (Poste y resina) .....	51
<i>Figura 16</i> Diámetro del Poste.....	52
<i>Figura 17</i> Datos de la Viga (radio, ángulo y longitud) .....	52
<i>Figura 18</i> Media de la Resistencia Adhesiva.....	54

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. Planteamiento del Problema

El factor determinante en la elaboración del poste anatómico es la fuerza de unión que se va a presentar entre el poste y la resina, por lo que se recomienda tratamientos de superficie para aumentar la resistencia adhesiva de estos dos materiales, aunque el poste de fibra de cuarzo (RTD Macro Look), no indica la utilización de silano que es un agente de unión. (Ferrari, 2006).

El principal problema de los postes de fibra es que la matriz de polímero que esta entre las fibras, es demasiado reticulado e inactivo por lo que produce una adhesión débil entre el poste y la resina, por estas circunstancias la utilización de un tratamiento de superficie del poste es necesario para eliminar la matriz de resina epoxi y exponer las fibras de cuarzo para que pueda interactuar bien con el silano y de esa manera aumentar la fuerza de unión de los dos materiales. (Khamverdi, Kasraei, Azarsina y Gheysari, 2011)

Con este estudio se va a determinar que agente de unión va a reflejar mejores resultados en la resistencia adhesiva entre el poste y la resina, para la elaboración del poste anatómico y por otra parte servirá también para conformar núcleos o muñones de resina junto con el poste personalizado.

Los postes prefabricados son cada vez más utilizados ya que sus propiedades mecánicas como su módulo de elasticidad es similar al de la dentina por lo que se va a reducir al mínimo la posibilidad de fractura radicular y va a soportar mejor las fuerzas masticatoria. (Cedillo y Cedillo, 2017). Incluso los postes prefabricados cónicos que el fabricante garantiza la adaptación perfecta al conducto dentario, esto no es así ya que hay conductos que en su parte media y cervical son más anchos, aunque el poste está adaptado perfectamente en su

parte apical, en estos casos se prefiere colocar el poste con una mayor cantidad de cemento por lo que hay una mayor cantidad de burbujas y vacíos, que a largo o corto plazo afectan la estabilidad de dicho poste. Par evitar este problema recurrimos a la fabricación del poste anatómico. (Lamas, Jiménez y Angulo, 2014)

Hay muchos artículos científicos que hablan de la unión cemento-dentina, incluso de la único cemento-perno, pero no hay mucha referencia en la unión resina-poste que es la literatura que se necesita para elaboración del poste anatómico. Según el autor Lamas et al., (2009) menciona la utilización del sistema adhesivo de quinta generación en el protocolo para la elaboración del poste anatómico, el mismo autor en el 2014 menciona que el silano va a romper la tensión superficial por lo que su utilización va a permitir que se adhiera la resina de la mejor forma además recomienda la utilización de una resina translúcida que permita el paso de la luz. (Lamas et al.,2014).

Calabria H et al., (2010) menciona que de acuerdo con el fabricante se pincelan dos capas generosas y sucesivas de adhesivo (One Step, Bisco) en toda la superficie, que es un adhesivo de 7ma generación. Otro autor Faria-e-Silva, et al., (2009) asegura que el rebasado del poste aumenta la retención de el mismo comparado dos grupos uno sin rebasar y el otro anatomizado y concluyo que la resistencia adhesiva tiene más relación con la fricción que se aumentó al rebasar el poste que al cemento propiamente dicho.

Una forma de mejorar la adaptación de los postes en conductos amplios es por medio de la técnica de poste anatómico o personalizado desarrollado por Grandini. la finalidad de este estudio es determinar que técnica adhesiva va a ser la más efectiva y si no hay mucha diferencia entre ellas elegir la que menos pasos utilice para acortar el tiempo clínico. (Cedillo y Cedillo, 2017)

## **1.2. Justificación**

Con el paso de tiempo los materiales odontológicos en general han evolucionado, por lo que en este estudio se la a evaluar la resistencia adhesiva entre el poste y la resina paso fundamental para elaborar postes anatómicos o personalizados utilizados en conductos amplios. (Cekic-Nagas, Sukuroglu y Canay, 2011)

Analizar si la utilización del silano es necesario o no, y si la utilización del agente adhesivo únicamente es suficiente para tener una buena retención adhesiva entre el poste y la resina, de esta manera disminuir el tiempo de trabajo y los errores en el proceso, y por último cual es el mejor de protocolo para elaborar los postes anatómicos.



## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Postes Intraradiculares

Los postes intraradiculares son utilizados en rehabilitación oral cuando la pieza dental no tiene suficiente estructura dental remanente para soportar posteriormente una corona, en estos casos son necesarios los postes intraradiculares, que van a contener, sostener y reducir el riesgo de fractura de la rehabilitación. Lo que hay que tener presente es que los postes intraradiculares no van a reforzar a la raíz, sino que mantiene el muñón adherido a la raíz, permitiendo colocar de forma segura la corona. (Estrada, 2016)

Es controvertido, cuanto se debe introducir el poste en el conducto ya que los poste más largos demuestran tener mayor retención aunque pueden tener problemas clínicos como perforaciones o fracturas en raíces y más si son curvas o delgadas, por eso se proponen varias opciones que son: la longitud del poste tiene que ser mar larga o por lo menos uno a uno con respecto a la corona, la longitud del poste debe tener la mitad o tres cuartas partes de la raíz, aunque Lambjerg-Hansen H y colaboradores aconsejan que se debe conservar un mínimo de 5 mm de gutapercha en la porción apical del conducto. (Persoon & Ozok, 2017). Según (Nissan y col.) En todos los casos donde se va a colocar un poste, el mantenimiento del sellado apical es lo más importante y en casos donde la longitud de la raíz obligue poner un poste corto hay que hacerlo con cementos resinosos para compensar con la capacidad retentiva de dichos cementos. (Mallat, 2013)

Lo más probable que un diente tratado endodonciado no es capaz de soportar el material restaurador, ya que el remanente dentario es insuficiente en estos casos es necesario la colocación de un poste intraradicular. (Silva-Herzog, López, Galicia y Hernández, 2012)

## 2.2. Características del Poste

- Forma similar al conducto
- Propiedades mecánicas similares a la dentina.
- Preservar lo máximo de la estructura dental en la preparación.
- No corrosivos.
- Biocompatibles.
- Minimizar la fractura de la raíz
- Retención primaria del poste en el conducto
- Retener el muñón y la corona
- Filtración mínima
- Estético
- Radiográficamente visibles
- Módulo de elasticidad similar a dentina. (Silva-Herzog, López, Galicia yHernández, 2012)

Tabla No.1: *Módulo de Elasticidad de los Postes*

Módulo de Elasticidad	Gpa
Esmalte	82
Dentina	20
Fibra de Carbono	20-40
Fibra de Vidrio	40
Fibra de Cuarzo	46
Aleación Noble	80-100
Titanio	140
Zirconio	170
Acero Inoxidable	190-200
Aleación no noble	210

Tomado de: (Mallat, 2013)

### **2.3. Principios y Funciones del Poste**

El poste es explícitamente un retenedor intraradicular cuya función principal es ser anclaje para reconstruir un muñón dentario que posteriormente será rehabilitado mediante una corona dental, Las características ideales de un poste será: su forma que debe ser similar al volumen del canal radicular, la resistencia alta para soportar las fuerzas masticatorias, pero a su vez el módulo de elasticidad debe ser similar al de las estructuras dentales específicamente al remanente dentinario (Lamas et al.,2014).

Un diente que va a recibir una corona gran parte de las veces necesita ser reforzado con un poste intraradicular, este poste debe cumplir ciertas funciones como resistir flexión bajo carga, quedar retenidos a la estructura radicular, retener el muñón y la corona (Marcé, 2009). Además, al tener un módulo de elasticidad (49 Gpa) semejante al de la dentina, por lo que reduce la cantidad de estrés en la dentina y por ende disminuye la fractura radicular, una de las funciones más importantes es distribuir uniformemente a lo largo de la raíz las fuerzas oclusales producidas en la masticación. (Paris, Valandro, Ciocca y Baldissara, 2015)

### **2.4. Efecto Férula**

La indicación para colocar postes prefabricados en las piezas dentales debe tener como mínimo de grosor de remanente coronario de 3mm, caso contrario, se ve favorecida la flexión exagerada. Produciendo una combinación entre rotación y flexión que puede determinar fallas por descementado. (Bertoldi, 2005)

Con base en la evidencia de estudios in vitro y en vivo revisados, cuando se obtiene el efecto férula se logra un resultado positivo es decir aumenta la

resistencia a la fractura del diente endodonciado. Se podría esperar un pronóstico exitoso si la dentina sana se extiende circunferencialmente 1.5 a 2 mm. En situaciones clínicas que no permita una férula circunferencial de 360° debido a la extensa lesión de la caries por restauraciones previas o fracturas, Una férula incompleta se considera una mejor opción que la ausencia total de esta. (Juloski, Radovic, Goracci, Vulicevic y Ferrari, 2012)

Cuando no se cuenta con el remanente dental necesario para realizar el efecto férula se puede conseguir mediante dos procedimientos: alargamiento coronario, teniendo en cuenta los cenits de los dientes adyacentes y el otro es la extrusión ortodóntica de igual manera hay que tener en cuenta el tiempo que llevaría el tratamiento, y sobre todo que como regla la raíz debe tener mínimo 10 mm para soportar el poste. (Mallat, 2013)

## 2.5. Clasificación de los postes

Tabla No. 2: *Tipos de Postes.*

Colados	Preformados	
Metálicos: Cr-Ni, Oro	Metálicos: Titanio Acero Inoxidable	No Metálicos: Fibra de Vidrio, Cuarzo, Carbono

Tomado de: (Mallat, 2013)

Se utilizará poste colados en piezas dentales posteriores ya que estas van a recibir fuerzas de tipo axial, fuerzas compresivas mientras en un diete anterior va a recibir fuerzas horizontales por lo que el poste debe acompañar el movimiento del diente y se prefiere utiliza postes prefabricados. (Mallat, 2013)

### 2.5.1. Postes Colados

El poste colado o vaciado, fabricado a la medida del conducto. Los postes colados están indicados para dientes con menor remanente coronario

especialmente en altura. Una desventaja que tienen es que implican mayor tiempo de trabajo con el paciente y de procedimiento de laboratorio. De Sort en 1983 mencionó que la elevada retención junto con una capa delgada de cemento provoca que estos postes presenten un alto módulo de elasticidad y pueden dar lugar a una raíz fracturada. (Silva-Herzog, López, Galicia y Hernández, 2012)

### **2.5.2. Postes Prefabricados**

El gran aporte de los postes prefabricados es gracias a Duret, que en 1988 utiliza por primera vez los postes de fibra de carbono con resina. (Lamas C. 2015), La utilización de estos postes es necesaria cuando hay una gran destrucción coronal ya sea por traumatismo o por caries y el material restaurador se retiene en este. (Salomao, Santana, Ruiz, Grama y Di Mauro, 2015)

Los postes de fibra tienen gran aceptación por parte del odontólogo por sus propiedades como: estética, buena unión a la dentina radicular y resina, bajo costo, no corrosivo y sobre todo un módulo de elasticidad semejante a la dentina lo que disminuye la probabilidad de que la raíz se fracture. (Salomao. et al., 2015)

El módulo de elasticidad de todos los postes de fibra es similar, pero entre ellos existe estructuralmente una diferencia, tienen fibras paralelas y prensadas de distinto calibre y la densidad pueden ser de carbono, cuarzo, vidrio con diámetro de 6-21 micras y silanizadas, y estas fibras están en una matriz de resina inyectada a presión, pueden ser resina epoxi, Bis-Gma, UDMA, TEGDMA, etc. Que tienen elevado grado de conversión y enlaces cruzados. Newman y col. 2003, Seefeld y col. 2007, manifiestas que al encontrar un aumento en la densidad de las fibras va aumentar la resistencia a la fractura del poste por ejemplo un poste con 74% de fibras se produce la fractura con una fuerza de 90.95N, mientras otro poste con 41% de fibras la fractura decrece a una fuerza de 72-74N. (Mallat, 2013)

El tiempo que transcurre entre el inicio de la rehabilitación protésica y la finalización de la endodoncia es importante para evitar la microfiltración bacteriana en el conducto radicular, por lo que los pernos prefabricados son una gran opción ya que incluso en la misma cita se puede desobturar y colocar el poste de esa manera recuperamos rápidamente la función y estética del paciente. (Oliveira, Machicao y Hernandez, 2016)

#### **2.5.2.1. Postes de Fibra**

Dentro de los postes prefabricados los más representativos son los de fibra de vidrio, es altamente estético y radiopaco realizado en composite y reforzado con fibra de vidrio, además permite el paso de la luz permitiendo al clínico utilizar cementos duales para cementar. (Silva-Herzog, López, Galicia y Hernández, 2012)

Entre las ventajas de este tipo de poste es la fácil manipulación y colocar el poste en una sola cita, si es necesario son fáciles de retirar y sobre todo distribuye las fuerzas masticatorias por el poste, además tiene un bajo módulo de elasticidad y no se corroe. (Silva-Herzog, López, Galicia y Hernández, 2012)

Una desventaja sería la adaptación del poste en conductos donde la parte cervical del conducto es amplia por diversos motivos: anatómicos, exceso de instrumentación, lesión cariosa etc. Por lo que la cementación en estos casos la capa de cemento sería demasiado gruesa y se formen burbujas dentro de ella, por lo que se predispone a la descementación a causa del estrés producido. (Silva-Herzog, López, Galicia y Hernández, 2012)

### 2.5.2.2. Postes de Cuarzo

La composición del poste de cuarzo es de una matriz de resina epóxica reforzado con fibras de cuarzo. Actualmente las resinas de Bis GMA que son usadas como matrices en lugar de las resinas epoxicas, pueden llegar a tener la captación de agua, lo que obligaría a presentar cambios dimensionales y degradaciones (Zicari, Coutinho, Van Meebeek y Naer, 2013) por lo que según el estudio de (Roperto., et al, 2016), es mejor utilizar postes que contengan el monómero UDMA presenta una estructura molecular más rígida con grupos hidroxilo destinadas a proporcionar una buena adherencia de unión y la interacción con otros materiales a base de resina sin ningún tratamiento superficial. Esto podría traducirse a un procedimiento clínico más rápido y fiable sin necesidad de gastar tiempo en la preparación de la superficie del poste. (Roperto., et al, 2016)

La resistencia mecánica de los postes de cuarzo según (Bittner, Hill y Randi, 2010), oscila entre 2200 Mpa de resistencia a la flexión, que es el más alto ya que el poste de fibra de vidrio alcanza los 1500 Mpa, pero así mismo aumenta su módulo de elasticidad a 35 Gpa además también describe postes de zirconio con 52 Gpa de módulo de elasticidad, por lo que el poste de fibra de cuarzo es considerado muy resistente a la fractura.

La composición según su porcentaje es de 62% fibra de cuarzo, 38% matriz de resina epoxi. (Cekic-Nagas, Sukuroglu, y Canay, 2011).

Los postes más representativos de este material son los postes RTD, que utiliza un vidrio de sílice especial (Cuarzo) su tecnología se basa en las fibras patentadas X-RO que es el vidrio calentado y estirado para convertirse en estas fibras que además están cubierta y saturadas con un agente de enlace que promueve la adhesión, además la tecnología patentada ILLUSION que es la

coloración intrínseca que presenta el poste RTD, lo que coincide con su correspondiente fresa conformadora del conducto, para reducir errores y acelerar la colocación y la remoción del poste si fuese necesario. Una de las características por las cuales este poste ha ganado aceptación en el mercado es su propiedad translúcida que pretende polimerizar completamente el cemento, la conductividad de luz superior mejora este resultado. Se ha demostrado que el grado de conductividad de la luz influye en el Grado de Conversión en la resina circundante. (Ferrari, 2006).

### **2.5.2.3. Postes de Carbono**

La característica principal de este poste es su color negro por la presencia del carbono en su estructura por lo que puede afectar la parte estética, aunque vaya a recibir una corona dicho poste, otra característica es que las formas del poste se obtienen por desgaste lo que genera rugosidades de 5 a 10 micras de profundidad lo que favorece a la retención mecánica para el cemento. Una marca comercial de este poste es (Composipost de RTD, Carbopost de Danville) que el 64% de su estructura contiene fibras de 7 micras de diámetro y el resto el 36% es la matriz de resina epóxica, sus propiedades físicas son semejantes a la dentina. (Mallat, 2013)

## **2.6. Espesor del Cemento**

Cuando el poste no adapta de la mejor manera lo más fácil es rellenar de cemento los espacios lo cual genera una capa de cemento demasiado gruesa y por consiguiente se forman burbujas en esta, lo que predispone su desvinculación, (Faria-e-Silva et al., 2009)

El estudio de Helen-Cot et al., (2016) demostró la aparición de una fuerte correlación negativa entre el espesor del cemento de resina y los valores de



resistencia adhesiva, indicando que a mayor espesor del cemento menor es la resistencia de unión.

Por lo antes mencionado se puede llegar a la conclusión que el aumento de la resistencia adhesiva del poste en el conducto está dado en su mayor parte por una retención por fricción más que en el hecho de disminuir el espesor del cemento, es decir mientras más justo entre el poste en el conducto va a garantizar que no se descementa. (Lamas., et al, 2015)

Una capa gruesa de cemento puede originar fisuras y fallas en la retención del poste por lo que se buscara técnicas que disminuya el espesor del cemento de esa manera eliminar las burbujas o vacíos que se formen en esta. Otra posibilidad para mejorar las condiciones de cementación es utilizar cementos de lenta polimerización lo que causaría un aumento en el tiempo y por consiguiente habría una liberación del estrés de la polimerización. (Lamas., et al, 2015)

## **2.7. Poste Anatómico**

En la Universidad de Siena fue descrito por primera vez la técnica del poste anatómico por los Doctores Simone Grandini y Marco Ferrari. Actualmente la Odontología trata de ser lo menos invasiva posible lo que se traduce en conservar la mayor cantidad de estructura dental remanente es decir al colocar un poste se tiene que adaptar el poste al conducto y no desgastar o ampliar el conducto para que se adapte el poste por lo que es necesario utilizar postes de menor diámetro y poder copiar la anatomía del conducto y además tenga un módulo de elasticidad similar a la dentina para que esta no tenga que ser sacrificada innecesariamente. (Mallat, 2013)

Todo aditamento protésico tiene una retención primaria que está dada por la fricción en este caso sería la estabilidad que genera el poste al estar en contacto con las paredes del conducto dental y la retención secundaria está dada por el cemento, con el poste anatómico se busca aumentar la retención primaria ya que en la mayoría de los casos el poste no es similar a la anatomía del conducto dental en especial en su parte superior y no solo depender de la retención secundaria. (Lamas et al.,2014).

La técnica consiste principalmente en copiar la anatomía interna del conducto, un poco parecida a la técnica de poste colado cuando se utiliza un pin jet y acrílico para copiar la anatomía del conducto, en cambio aquí utilizamos resina compuesta y en el centro el poste prefabricado para obtener la forma de la parte interna del conducto. (Lamas., et al, 2015)

La buena adaptación del poste de fibra de vidrio anatomizado aumenta la presión en el cemento de resina. La aplicación de presión suprime la porción acuosa y la formación de burbujas, dando como resultado un mejor contacto entre estos tres elementos (poste, cemento y dentina). Esto va a generar mayor retención por fricción y disminuye la cantidad de cemento (Lamas., et al, 2015)

Necesitamos realizar un poste anatómico cuando en la parte cervical del conducto encontramos una forma elíptica que no es compatible con la forma circular de los postes, aunque las fresas conformadores del conducto que viene en los sistemas de postes va aumentar el ajuste del poste en las paredes del conducto (Faria-e-Silva et al., 2009)

El estudio de (Helen-Cot et al., 2016) muestra valores superiores de resistencia adhesiva a favor de los postes personalizados que los postes que no se

personalizo y esto se debe gracias a que en el poste personalizado o anatómico se redujo el espesor del cemento y el poste tiene mayor contacto con las paredes del conducto generando fricción.

## **2.8. Tratamiento Químico**

Los tratamientos de superficie se pueden dividir en mecánicos y químicos, en donde los métodos mecánicos son los que más fuerza de unión nos va a dar (microarenado). (Akin, Akin, Sipahi, Piskin y Kirmal, 2014).

Entre los métodos químicos más conocidos son los tratamientos con ácidos, en donde las diferentes concentraciones y el tiempo de grabado va a representar diferentes fuerzas de adhesión, por ejemplo, en el estudio de Guler et al., (2012) nos muestra que el ácido ortofosfórico a diferentes concentraciones y tiempo arrojan valores similares, en cambio el ácido fluorhídrico a 180s daña la microestructura del poste por ende disminuye la fuerza de unión, es decir el ácido fluorhídrico a 120s es suficiente para grabar el poste.

### **2.8.1. Ácido Ortofosfórico**

El ácido fosfórico al 37% se usa para grabar la superficie del diente y crear microporos en el esmalte, ayudando así a la retención micromecánica de la resina. Con base en el mismo principio, en el estudio de (Neto, y otros, 2015) se utilizó ácido fosfórico al 37% durante 15 s como agente acondicionador posterior a la superficie, la evaluación SEM mostró cambios significativos en la superficie del poste con la eliminación de la matriz de resina epoxi, exponiendo así más fibras de vidrio y cuarzo. Sin embargo, la cantidad de exposición a la fibra fue menor que la exposición observada con el peróxido de hidrógeno.

### 2.8.2. Ácido Fluorhídrico

El ácido fluorhídrico se utiliza para grabar principalmente la cerámica y es poco estudiado en el tratamiento de superficie de postes de cuarzo. El ácido fluorhídrico requiere un mínimo de tiempo para su aplicación efectiva, lleva a un bajo costo, y es muy eficiente en la creación de rugosidad de la superficie. Además, demostró que no hay diferencia estadística en términos de resistencia unión utilizando las concentraciones de HF de 5% y 9,6% (Neto; et al, 2015)

En el estudio de (Cekic-Nagas , Sukuroglu y Canay, 2011) evalúan los efectos de los tratamientos de superficie sobre la fuerza de unión de materiales de resina y tres diferentes tipos de postes y los resultados fueron que el tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico y chorro de arena con partículas de óxido de aluminio y aumentaron significativamente los valores de resistencia adhesiva de los postes de fibra excepto para el poste Everstick, es decir este estudio justifica la utilización de ácido fluorhídrico en el Poste DT-light

### 2.8.3. Silano

El silano es un compuesto híbrido es decir pueden interactuar en la adhesión con matrices orgánicas e inorgánicas a través de una reactividad dual. (Sahinkesen, Erdemir, Oktay, y Sancakli, 2011)

Hay dos tipos de sistemas de silano: la fase única pre hidrolizado (un solo frasco) y los sistemas de dos componentes (dos frascos) para la hidrólisis inmediata. La mezcla de PBA (Porcelain Bond Activator) y PB (Porcelain Bond) es el sistema de dos componentes se produce de la siguiente manera: PBA contiene: methacryloxy, propyltrimethoxy silano y (g-MPS), que se hidroliza rápidamente en presencia de un monómero del ácido en PB. Después de mezclar, los grupos

alcoxi de g-MPS se hidrolizaron en grupos de silanol que pueden unirse con sílice a través de la formación de enlaces siloxano. (Aksornmuan, Foxton, Nakajima y Tagami, 2004)

El tratamiento de acoplamiento de silano es posible para establecer un enlace químico entre los puntos intermedios entre la superficie de la fibra de vidrio del poste FRC y los materiales de construcción del muñón (Asakawa, Takahashi, Kobayashi y Iwasaki, 2013)

Otra explicación es que el mecanismo más probable que participan en la mejora de la unión post-resina es la mejora en la humectabilidad de la superficie del poste después de que el tratamiento con silano (Soares, Ribeiro, Pereira, Araujo y Souza, 2008)

Un aspecto que hay que tomar en cuenta según (Novais, Simamoto Junior, Rontani, Correr-Sobrinho y Soares, 2011) es el secado del silano, ya que en su estudio el secado con aire calientes no produce ningún aumento en la resistencia de unión del poste con el composite por lo que recomienda el uso de silanos pre-hidrolizados seguidos por secado a temperatura ambiente 23°C.

#### **2.8.4. Peróxido de Hidrógeno**

Debido a que las técnicas convencionales con ácido ortofosfórico y ácido fluorhídrico a veces pueden dañar las fibras de vidrio y afectar a la integridad de los postes, se han investigado sustancias que eliminan la capa superficial de la resina epoxi sin dañar las fibras, entre estas el peróxido de hidrogeno que necesita de concentraciones altas para disminuir el tiempo de exposición del poste (Menezes, et al, 2011)

La disolución de la resina epoxi probablemente se basa en un ataque electrofílico del H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> a la amina secundaria curado. Por lo tanto, los espacios creados entre las fibras proporcionan condiciones que penetre el adhesivo de resina en el poste. Además, las fibras expuestas se vuelven disponibles para unirse químicamente al adhesivo a través del agente de silano. (Menezes et al., 2011)

## 2.9. Resina Compuesta

### 2.9.1. Composición

Tabla No. 3: *Composición Resinas Compuestas.*

Componentes	Características
Matriz Orgánica	Dimetacrilato o monómeros como: BisGMA (Bisfenol-glicidil metacrilato) o el UDMA (dimetacrilato de uretano), TEGD-MA regula la viscosidad
Carga Inorgánica	Partículas con diferente tamaño, forma y cantidad como vidrio, cuarzo o sílice
Agente de unión	Silano une la carga inorgánica a la matriz orgánica
Acelerador-Iniciador	Este sistema empieza cuando es estimulado por una longitud de onda (470nm) el fotoiniciador (canforoquinona)

Tomado de: (Baratieri y Monteiro, 2011)

### 2.9.2. Características

Actualmente la resina compuesta es el material ideal para la reconstrucción del muñón, ya que esta puede ser unida a muchos de los postes que están en el mercado y a la estructura de diente y sobre todo se puede preparar inmediatamente el muñón después de la polimerización para recibir una corona provisional. La resina compuesta tiene resistencia a la fractura similares a la amalgama y postes colados. Otra característica principal de resina compuesta es el color ya que puede ser utilizado con coronas estética, translucidas.

Las desventajas de la resina compuesta serian: durante la polimerización se contrae este material provocando una disminución en la retención en las áreas donde la adhesión de la resina al poste es débil. Otro aspecto negativo es que absorbe agua después de la polimerización lo que provoca la expansión de este material, pero se puede solucionar realizando un buen aislamiento absoluto. Y por último es la deformación plástica que tiene este material a ser sometido a repetidas cargas. Con todos estos aspectos positivos y negativos de la resina compuesta actualmente es el material más utilizado. (Ramos, Moguel, Mejía y Ballinas, 2010)

Para la elaboración de postes anatómicos se puede utilizar la resina Flow, AELITE Flow (Bisco) la cual presenta un módulo de elasticidad bajo por ende propiedades mecánicas bajas, además por su baja viscosidad es de fácil manipulación y se adapta de una forma estrecha con el poste, aunque por su baja carga podría conducir a una mayor contracción de polimerización y en consecuencia más fallas de adhesión, por lo que se recomienda la utilización de composites microhíbridos de baja viscosidad en los cuales se va a obtener propiedades mecánicas aceptables, (Khamverdi, Kasraei, Azarsina y Gheysari, 2011)

Cuando hablamos de la polimerización de la resina compuesta significa la formación de macromoléculas asociado a la contracción de material orgánico es decir la distancia intermolecular de un monómero a otro es de 0.3 a 0.4 nm y se reduce a 0,15 nm equivalente a una reducción del 2%. Este proceso de reducción del volumen de la masa de resina es inevitable, pero se puede utilizar una resina con un grado elevado de porcentaje de relleno y la resina y por ende la contracción van a ser menor. (Ramos, Moguel, Mejía y Ballinas, 2010)

### **2.9.3. Clasificación**

Por sus propiedades mecánicas y las indicaciones que se le da a la resina esta dado principalmente por el tamaño de la partícula de carga y por la parte clínica se diferencia y se elige el material a utilizar por las características de manipulación y propiedades ópticas. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.4. Grado de Viscosidad**

La resina compuesta se presenta de diversas consistencias según la finalidad que han sido indicadas, mayormente la resina que utilizamos tiene consistencia regular o convencional que es la más utilizada para operatoria dental y diversos procedimientos, lo que confirma la versatilidad de este material. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Aunque hay clínicos que prefieren utilizar resina de baja viscosidad que es la resina flow gracias a su fluidez, la capacidad de llegar a lugares de difícil acceso por la presentación de estas que es en una jeringa, igualmente puede servir como sellador de fosas y fisuras, una capa en medio del adhesivo y la resina por su menor módulo de elasticidad, la desventaja de esta es que la cantidad de carga es menor lo que disminuye las propiedades mecánicas y aumenta la contracción de polimerización. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Al extremo opuesto se encuentran las resinas mal llamadas condensables que tienen una alta viscosidad y son recomendadas para restauraciones posteriores, al presentar mayor cantidad de carga van a tener mejores propiedades físico-mecánicas, la dificultad es que el clínico se acostumbre a las características de manipulación ya que se necesita mayor cantidad de presión durante la inserción y la adaptación a la cavidad, teoría que facilitaría la obtención de contactos proximales. (Baratieri y Monteiro, 2011)



### 2.9.5. Tamaño de la Partícula de Carga

La disminución de la contracción de polimerización se puede controlar aumentando el porcentaje de la carga inorgánica, por lo que aumentada también el módulo de elasticidad y la resistencia. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Las primeras resina compuestas lanzadas al mercado presentan partículas considerablemente grandes de has 40um son conocidas como resinas compuestas de macropartículas presentaban la dificultad de un buen pulido y principalmente de la lisura superficial a lo largo del tiempo ya que la matriz orgánica es más frágil se desgastaba con facilidad el resultado era una superficie de aspecto opaco e irregular, además era bastante propensa a la incorporación de pigmentos, por estos problemas a parecieron las resina de micropartículas lanzada a finales de los 70 y aun presentes en el mercado con un tamaño de partícula de 0,04um lo que resulto en superficies extremadamente fáciles de pulir, por un tiempo mayor, el inconveniente es que no se puede incorporar un gran volumen de carga al material por lo que no se comportan bien en situaciones que exige mayor resistencia, para esto se desarrollaron las resina compuestas híbridas con el tamaño de partícula de 0,1-6um asociada a micropartículas de 0,04um, lo que permite incorporar partículas de carga y por ende tiene buenas propiedades mecánicas y estéticas, estas resina a su vez pueden ser divididos según el tamaño de la partícula, siendo la tendencia actual la utilización de resina microhíbridas o llamadas de uso universal, tamaño medio de 0,04um recientemente aparecen las resinas compuestas de nanopartículas con tamaño de partícula de 20 a 75 nanómetros, la principal ventaja de estas resinas es el método de fabricación a diferencia de la resina de micropartículas es que permite agregar un volumen mayor de carga a la matriz permitiendo mejores propiedades físico mecánicas y estéticas. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.6. Polimerización**

La matriz orgánica de las resinas compuestas es la parte químicamente activada del material responsable de su transformación de una masa plástica en un sólido rígido. La transformación de plástico a sólido de las resinas compuestas es dirigida químicamente por la matriz orgánica. (Baratieri y Monteiro, 2011)

La polimerización a nivel molecular se produce en tres pasos: la inducción, propagación y terminación: este es un proceso que inicia por acción del activador se rompen las moléculas del iniciador generando radicales libres, aquí empieza la segunda fase donde estos radicales libres provocan la ruptura de los dobles enlaces de los monómeros creando una reacción en cadena, hasta llegar a la tercera fase donde se cierra la cadena del polímero produciendo un intercambio de energía. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Las cadenas poliméricas resultado final de la polimerización, al avanzar la reacción se hacen más rígidas y su movimiento y reposicionamiento para que se formen estos enlaces, al ocurrir esto existe de forma inevitable monómeros residuales. (Baratieri y Monteiro, 2011)

El grado de conversión es la cantidad de monómeros presentes con dobles enlaces (carbono-carbono) quebrados y formando polímeros y esto varía por el método de polimerización. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.7. Intensidad de la Luz**

La intensidad de luz es muy importante para que la resina compuesta logre obtener sus mejores propiedades físico-mecánica se debe polimerizar de la

mejor manera posible. La intensidad de luz se mide en  $\text{mW}/\text{cm}^2$  (miliwatt por centímetro cuadrado), y se mide por medio de un aparato llamado radiómetro, a mayor la intensidad de luz mejor la polimerización o el grado de conversión. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Para conocer en verdad la energía de luz que se está utilizando, se debe conocer la intensidad de luz del fotopolimerizador y el tiempo de activación de este. De esta manera se puede decidir el tiempo que necesita la lámpara de clínico para alcanzar la conversión de la resina compuesta es decir es lo mismo una exposición de luz a  $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$  durante 20s que una luz de  $500 \text{ mW}/\text{cm}^2$  por 40s. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.8. Fotopolimerizadores**

El mínimo aceptable es  $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$  emitidas por lámpara halógenas desarrolladas al final de los 70. Se basaban en la luz ultravioleta, contienen un filamento de tungsteno que emite una luz blanca (380nm-760nm) y solamente las longitudes de onda referentes a la luz azul (400nm-520nm) son deseables, las demás longitudes de onda son filtradas y descartadas desaprovechando la luz y la energía. Los dispositivos a base de diodos emisores de luz o LEDs (Light Emitting Diodes), emiten un rango de 350 a 490 nm y no es necesario filtros para restringir salida de luz, de esta manera emiten menos calor lo que permiten que tenga mayor durabilidad y al no tener ventilación pueden ser transportadas fácilmente, actualmente las lámparas leds han aumentado la intensidad de luz, otra alternativa de fotopolimerización son PAC o ARC (Arco de Plasma) y el Láser de Argón, que emiten mayor intensidad de luz lo que causa una polimerización en menos tiempo y a mayor profundidad, aunque se ha demostrado que una polimerización rápida genera calor y estrés es decir no tienen ventaja significativa disminuyendo el tiempo. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### 2.9.9. Técnicas de Polimerización

Los fotoiniciadores que se encuentran en las resinas compuestas juegan un papel muy importante ya que van de la mano con la emisión de luz de los fotopolimerizadores para alcanzar la polimerización máxima de las resinas compuestas, hay que tener en cuenta el control de la contracción de polimerización, la distancia que hay entre el fotopolimerizadores y la resina compuesta por ejemplo en cavidades operatorias profundas. (Carrillo, 2009)

Modificar la magnitud del estrés por polimerización, se ha mostrado reducción del estrés mediante técnicas que polimerización que prolongan la fase pre-gel donde modula la dinámica de polimerización, otra teoría dice que las técnicas que implican aplicación de alta intensidad de luz por poco tiempo, cuya ventaja es la reducción del tiempo necesario para una óptima polimerización del material. Otros autores sugieren que no hay diferencia entre las técnicas e incluso sugiere que la tasa de conversión puede ser reducida por dichos métodos de fotoactivación (Baratieri y Monteiro, 2011)

Uniforme continuo: La potencia de fotopolimerizador se mantiene constante a intensidad máxima de inicio a fin.

Pasos: La luz emitida es a una intensidad normal por unos segundos pasando a máxima intensidad hasta el final, sea que los fotopolimerizadores se puedan programar para ello o por alejamiento de fotopolimerizador al inicio del proceso.

Rampa: El aumento constante de la intensidad de luz hasta alcanzar la máxima potencia y mantenerse hasta el final

Pulso Tardío: Consiste en varias activaciones del fotopolimerizador de 3 a 5 segundos con poca intensidad de luz por unos minutos para posteriormente hacer una activación a potencia máxima por un tiempo adecuado. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.10. Contracción por Polimerización**

La contracción de polimerización se entiende como la disminución del volumen de la resina compuesta, por una aproximación de las moléculas del monómero. A causa de la matriz orgánica es decir cuando el material tenga gran cantidad de matriz orgánica mayor va a ser la contracción y viceversa. (Baratieri y Monteiro, 2011)

La contracción de polimerización esta mediada específicamente por la longitud de las moléculas del monómero es decir si tenemos moléculas cortas para que se transformen en polímeros va a necesitar mayor cantidad de enlaces covalentes. es decir, monómeros con cadenas menores o más simples como MMA y TEGDMA presentan mayor contracción al formares en polímeros que los monómeros largos y mayor peso molecular UDMA y BIS.GMA. Por ende, los materiales actuales combinan monómeros de alto y bajo peso molecular porque si se utiliza solo monómeros de alto peso molecular, el material sería demasiado rígido para el uso clínico. (Baratieri y Monteiro, 2011)

En la técnica de poste anatómico la contracción de polimerización, no sería una desventaja al contrario beneficiaría la retirada del poste del conducto que posteriormente crearía un espacio para el cemento y se evitaría sobre todo una presión hidráulica en la cementación (Calabria., et al., 2010)

### **2.9.11. Estrés por Polimerización**

El estrés es consecuencia de la contracción por polimerización, y está ubicada entre la resina compuesta y el sustrato dental, que sería una ruptura de unión que es un espacio donde ocurrirá una filtración marginal con sus problemas consecuentes como decoloración marginal y caries secundaria, otros posible problemas se presenta cuando el estrés no es suficiente para romper la unión adhesiva causando flexión de las cúspides y sensibilidad posoperatoria, también puede aparecer microgrietas en el esmalte periférico especialmente comunes cuando este se encuentra fragilizado y sin soporte dentinario. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Los factores que influencia la intensidad del estrés por polimerización de una resina compuesta son: el volumen de material, propiedades físico-mecánicas, módulo de elasticidad, técnica de polimerización en especial en lo tiene relación con la velocidad y la forma como la reacción de polimerización es llevada. (Baratieri y Monteiro, 2011)

A mayor volumen y módulo de elasticidad del material mayor va a ser el estrés de polimerización, ya que al ser rígido el material va a impedir deformarse frente las tensiones producidas en la polimerización. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.12. Factor de Contracción**

#### **2.9.12.1. Fases de Polimerización**

En el inicio de la reacción de polimerización las tensiones resultantes de la contracción se disipan por la deformación de la resina compuesta principalmente en la dirección de las superficies libres hacia las superficies adheridas. (Baratieri y Monteiro, 2011)

La fase inicial de la reacción de polimerización es conocida como pre-gel donde se presenta una gran movilidad de las moléculas produciendo esta deformación, a partir de ese momento empieza el punto gel en el que la complejidad de las cadenas poliméricas impide la nueva recolocación molecular. La resina compuesta en este momento no es capaz de sufrir deformación sin que esta se vea acompañada de tensiones internas, desde este punto hasta el final de la reacción de polimerización se conoce como fase pos-gel. Toda la contracción va acompañada de estrés. (Baratieri y Monteiro, 2011)

### **2.9.12.2. Factor C**

Cuanto mayor es el área adherida en relación con el área libre, menor será la posibilidad de deformación y consecuentemente mayor será el estrés de la polimerización. Puede ser comprendido como la razón entre el número de superficies adheridas por el número de superficies libres existentes en una cavidad. (Baratieri y Monteiro, 2011)

En la parte clínica las restauraciones se hacen por incrementos entonces cuanto mayor el área libre del incremento en relación con el área adherida, mayor la posibilidad de ocurrir escurrimiento de la resina compuesta y menor es estrés de polimerización. (Baratieri y Monteiro, 2011)

Hay que tener claro que la contracción siempre va a ocurrir, la resina una vez polimerizada va a contraerse hacia el centro (contracción libre), una vez que interactúa con el adhesivo esta no permite la contracción hacia el centro incluso puede generar una tracción (contracción afectada), lo bueno es que no va a ocurrir estrés de contracción ya que la superficie libre va a compensar esta tracción. (Baratieri y Monteiro, 2011)

El Factor C que según Feilzer y col, es las superficies con adhesión sobre las superficies sin adhesión, lo que nos explica es que si hay más superficies adhesivas que superficies libres el factor de contracción va a ser superior por el contrario si hay menor o igual superficies libres que adhesivas va a ser menor la contracción (Cedillo, 2010)

## 2.10. Sistemas Adhesivos

### 2.10.1. Composición

Tabla No. 4: *Composición de los Adhesivos.*

<b>Componentes</b>	<b>Características</b>
<b>Matriz Orgánica</b>	Monómeros como: 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.
<b>Carga Inorgánica</b>	Partículas con diferente tamaño, forma y cantidad como vidrio, cuarzo o sílice
<b>Agente de unión</b>	Silano une la carga inorgánica a la matriz orgánica
<b>Iniciadores</b>	diquetonas o canforoquinonas.
<b>Solventes</b>	agua, el alcohol o la acetona
<b>Estabilizadores y preservantes</b>	Conservación del material
<b>Pigmentos</b>	Contribuyen en la estética del material

Tomado de: (Guillén, 2015).

Tabla No. 5. *Solventes de los Adhesivos*

<b>Solventes</b>	<b>Características</b>
<b>Acetona</b>	Muy volátil, no recupera las fibras colágenas colapsadas, no trabaja bien en dentina seca.
<b>Agua</b>	Trabaja mal en presencia de exceso de agua, en presencia de dentina seca se comporta mejor, recupera las fibras colágenas colapsadas
<b>Etanol</b>	Menos volátil que la acetona. El comportamiento es intermedio entre anteriores solventes

Tomado de: (Guillén, 2015).



### 2.10.2. Historia

La adhesión se define como la fuerza que permite tener dos superficies en íntimo contacto, evitando su separación. (Monsalves, Terrazas, Toro y Bader, 2014)

La historia de los adhesivos dentales comenzó ya 1949, cuando el Dr. Hagger, un químico suizo que trabajaba para DeTrey / Amalgamated Dental Company, aplicó la patente para el primer adhesivo dental: solo la dentina fue el sustrato inicial para unir, no el esmalte. Hagger patentó un material de "sello de cavidad" para ser usado en combinación con la resina de curado químico "Sevriton", en 1951. (Sofan., et al, 2017)

En 1955 surge la odontología adhesiva, usando técnicas de adhesión industrial Buonacore postuló que el tratamiento de la superficie de la dentina con grabado ácido podría mejorar la duración de la adhesión. Hacia 1960 sugiere que la formación de las interdigitaciones de resina (resin tags) era la causa principal de la adhesión de la resina al esmalte grabado. El grabado ácido en dentina permitió remover la capa superficial del smear layer y acondicionar la capa superficial de la misma, removiendo parte del contenido inorgánico, permitiendo exponer la malla de colágeno y aumentar la permeabilidad de los túbulos dentinales, los cuales serán infiltrados con el sistema adhesivo formando la llamada capa híbrida, mecanismo fundamental en el proceso de adhesión de la resina a la dentina.

En el año 1965, Bowen confeccionó el primer adhesivo dentinario comercial, con una molécula, el NPG-GMA (Nfenilglicina-glicidil Metacrilato) que poseía un carácter bifuncional, es decir que consiguió que de un extremo del metacrilato se adhería a la resina compuesta como material restaurador y el otro extremo se adhería a la dentina. Este adhesivo se comercializó como Cervident de la S:S:

White. Pero presento en 3 años más del 50 % de fallas un porcentaje demasiado alto. (Cangul y Adiguzel, 2017)

El grabado ácido a dentina fue introducido por Fusayama en 1979 posteriormente Nakabayashi en 1982 introdujo la denominada capa híbrida de suma importancia en la adhesión a dentina.

Los sistemas adhesivos de grabado total y los adhesivos de grabado automático de dos pasos se introdujeron en el mercado a finales de la década de 1990. (Sofan., et al, 2017)

Mientras que los agentes los adhesivos originales eran simples han evolucionado a sistemas de varios pasos, el desarrollo reciente se centra en la simplificación del procedimiento de solicitud en para disminuir la sensibilidad de la técnica y reducir el tiempo de manipulación. (Sofan., et al, 2017)

### **2.10.3. Clasificación**

#### **2.10.3.1. Pasos Clínicos**

En 1988, Van Meerbeek y colaboradores propusieron una clasificación de los sistemas adhesivos basada en el modo de interacción con el sustrato, contemplando también el número de pasos clínicos requeridos para su aplicación. (Sofan., et al, 2017)

- **Un Paso**

Adhesivos que modifican el barrillo dentinario, Utiliza una sola botella que contiene una formulación que combina una imprimación autograbante y agente

unión. Clínicamente, este es el más fácil de usar, y las fuerzas de unión generalmente se obtienen son aceptables, a pesar de la simplicidad de su operación. (Sofan., et al, 2017)

- **Dos Pasos**

Estos sistemas hicieron posible simplificar la técnica clínica, reduciendo relativamente el tiempo de trabajo.

Dos pasos 1: aquí los pasos son grabador (ácido ortofosfórico), luego finalmente imprima y adhiere en un solo paso o recubrimiento. Los sistemas de unión de este tipo emplean sustancias en dos botellas, una compuesta de grabador y la otra de la formulación combinada de imprimación y unión. (Sofan., et al, 2017)

Dos pasos 2: para estos sistemas, los dos pasos son grabado e imprimador combinados seguidos del agente de unión o adhesivo.

Utiliza dos botellas de componentes, el primero contiene una imprimación autograbante y el segundo el agente de unión. El imprimador o primer de autograbado modifica el smear layer en la superficie de la dentina, e incorpora los productos en la capa híbrida. (Sofan., et al, 2017)

- **Tres Pasos**

Tenemos la participación de grabado, imprimador y adhesivo. Estos eliminan el barrillo dentinario.

Estos sistemas de unión se suministran como tres botellas, una de cada una de grabador, imprimación y unión agente. El grabado lo que hace es desmineralizar los tejidos dentales y la del primer es cambiar la superficie de la dentina hidrofílica a hidrófoba para que se una al adhesivo el cual es hidrófobo para unirse con la resina.

Los primers o imprimadores solubles en agua contiene principalmente HEMA y ácido polialquenoico, estos tienen monómeros polimerizables con propiedades hidrofílicas disueltos en agua, acetona, etanol los cuales tienen la capacidad específica de transportar monómeros a través del tejido grabado.

Estos sistemas adhesivos son los más complicados de usar en la clínica, pero dan como resultado fuerzas de unión más altas y mayor durabilidad. (Sofan., et al, 2017)

#### **2.10.4. Agente Grabador**

##### **2.10.4.1. Grabado Total**

Son los que utilizan previo a la aplicación del adhesivo, el 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. Este sustrato preparado, es impregnado por el sistema adhesivo en dos pasos o en un solo paso (primer y adhesivo, separados o en un solo frasco), penetrando en los túbulos y canalículos abiertos (conductos transversales), formando tags y microtags respectivamente. La filtración del adhesivo en el interior de las fibras de colágeno expuestas da lugar a la formación de la capa híbrida o zona de dentina filtrada con resina. (Guillén, 2015)

#### **2.10.4.2. Autograbadores**

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 acídica y luego con el adhesivo, puede llevarse a cabo en dos pasos cuando el primer (acídico) y el adhesivo vienen en presentación individual o en un solo paso cuando ambos componentes se encuentran en el mismo envase. (Guillén, 2015)

#### **2.10.4.3. Grabado Selectivo**

Convierte un adhesivo autograbador de dos pasos a tres pasos o un autograbador de un paso a dos pasos, aumentando la colocación en los márgenes de esmalte el ácido fosfórico, esta técnica se recomienda para combinar el grabado y lavado con ácido ortofosfórico en esmalte y con adhesivos autograbadores en dentina para que en este sustrato se evite el colapso de la red de colágeno, ayudando a que se forme la capa híbrida al neutralizar la formación de las metaloproteinasas. por lo tanto, es un protocolo recomendado clínicamente con mucho éxito, por autores como Peumans y Van Meerbeek B en 2010 (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

#### **2.10.5. Generaciones**

La clasificación por generaciones se basa en el tratamiento que se le da a la dentina y la cronología que los diferentes sistemas adhesivos han aparecido en el mercado y han evolucionado en el paso del tiempo, propuesta por Kugel y col. (Sofan., et al, 2017)

#### **2.10.5.1. Cuarta Generación**

En esta generación se introduce dos conceptos y procedimientos. Fusuyama en 1980 se habla de grabado total que es la creación de micro retenciones tanto en dentina como esmalte y la adhesión a la dentina formada por monómeros hidrofílicos en su fase acuosa que han penetrado en las fibras colágenas y su posterior endurecimiento en la polimerización descrita por Nakabayashi en 1982. Estos conceptos se le conoce como capa híbrida que es una red o malla formada por las fibras colágenas desmineralizadas y el sistema adhesivo. (Sofan., et al, 2017)

Algunas ventajas de la utilización del ácido fosfórico en el grabado total tanto en dentina como esmalte y remover por completo el smear layer, fue aumentar el área de contacto superficial, aumentar la energía superficial lo que mejora la humectabilidad de la superficie adherente y facilita formación de las interdigitaciones de resina (resin tags) y aumentar la retención micro mecánica, logrando valores de resistencia de unión de aproximadamente 31 Mpa. (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

La desventaja de este sistema adhesivo es la sensibilidad es de la técnica es decir el número de pasos involucrados para realizar la mezcla, así como los requisitos de medidas exactas tiende a confundir el proceso y reducir la fuerza de adhesión a la dentina. (Freedman, Kaver, Leinfelder y Afrashtehfar, 2017)

#### **2.10.5.2. Quinta Generación**

En esta generación en la década de 1990 se introduce el sistema de un frasco en donde combina el imprimador y el adhesivo en un frasco aplicado después del grabado con ácido fosfórico al 35-37% por 15 a 20 s, permitiendo la formación de las interdigitaciones de resina y de la capa híbrida, creando una retención

micromecánica de la resina al sustrato desmineralizado, lo cual demostró valores de resistencia de unión tanto a esmalte como a dentina de aproximadamente 29 Mpa. (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

Los adhesivos de quinta generación son más propensos a la degradación del agua que el adhesivo dental de cuarta generación, esto es porque la polimerización del "sistema de una botella". Tiende a ser de naturaleza hidrofílica. Sin embargo, cuando se usa la cuarta generación, el primer hidrofílico es cubierto por el adhesivo más hidrófobo, lo que lo hace menos susceptible a la sorción de agua. (Sofan., et al, 2017)

Esta generación a eliminado en gran parte a la amalgama por varios factores como la disminución de la sensibilidad de la técnica, fácil de utilizar y predecible liberando de estrés al clínico y disminuyendo el tiempo, y sobre todo se reduce considerablemente la sensibilidad posoperatoria. (Freedman, Kaver, Leinfelder y Afrashtehfar, 2017)

#### **2.10.5.3. Sexta Generación**

Esta generación aparece desde el año 2000, más conocida como sistemas autograbadores, empleando imprimadores autograbadores o mezclas de adhesivos con imprimadores que eliminan el paso del grabado ácido y su función es permitir la unión directamente sobre el smear layer que cubre la dentina, están compuestos de mezclas acuosas de monómeros funcionales ácidos hidrofílicos, generalmente ésteres del ácido fosfórico, con un pH de 1,5 a 2,5, un poco más alto que los geles del ácido fosfórico. (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

Los adhesivos autograbadores están compuestos de mezclas acuosas de monómeros funcionales acídicos hidrofílicos, generalmente ésteres del ácido fosfórico, con un pH de 1,5 a 2,5, un poco más alto que los geles del ácido fosfórico, las ventajas de este sistema es la simplificación de los procesos, tiempos de trabajo y la disminución de la sensibilidad posoperatoria. Teniendo una resistencia de unión de 26 Mpa. (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

Se pueden clasificar de dos maneras este sistema adhesivo; por la capacidad de penetrar el smear layer y su profundidad de desmineralización: ultrasuaves (Ph2,5), suaves (1um), moderadamente fuerte (Ph2 y 1 a 2um) y fuertes (Ph1). Los llamados suaves pueden presentar mayor resistencia de unión a esmalte y dentina comparado con los de pH moderado o agresivo.

Watanabe y Nakabayashi desarrolla imprimadores autograbadores de 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) al 30%, posteriormente se incorporó trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y metacriloxidecil dihidrogenion fosfato (MDP). (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

Y por la técnica de aplicación: Tipo 1 y Tipo 2, la primera tiene un primer autograbador, se airea, se coloca adhesivos, se airea y se fotopolimeriza, lo importante es que este sistema es compatible con los cementos de autocurado. El segundo hay que mezclar el imprimador y el adhesivo antes de colocar en el diente, la primera capa se airea y la segunda se fotocura, este sistema generalmente no es compatible con los cementos de resina duales, de autocurado y reconstructores de muñón como son las resinas compuestas convencionales de autocurado.



Los cementos resinosos al ser duales tienen una polimerización química y una activada por luz, la primera mediada por un sistema de curado dual o redox y la segunda por un fotoiniciador como la canforoquinona, entonces la interacción con adhesivos autograbadores es mala ya que cuando se aplica estos quedan monómeros ácidos que no permiten una polimerización completa del cemento porque el sistema redox es neutralizado y pierde su capacidad reductora (Aguilar, Barriga y Chumi, 2015)

Los sistemas están compuestos de una solución ácida que no se puede mantener en su lugar, debe actualizarse continuamente en su procedimiento y tiene un pH que no es suficiente para grabar adecuadamente esmalte (Sofan, y otros, 2017). Al seguir aumentando la tecnología y los múltiples procedimientos que demanda este sistema adhesivo conlleva a confusiones y se producen errores. (Freedman, Kaver, Leinfelder y Afrashtehfar, 2017)

#### **2.10.5.4. Séptima Generación**

Los sistemas de unión de séptima generación se introdujeron a fines de 1999 y principios de 2005. Al utilizar adhesivos autograbadores o autoacondicionadores (séptima generación) no se elimina el barrillo dentinario, sino que pasa a formar parte de la capa híbrida, el objetivo es reducir la profundidad de la capa desmineralizada formando una capa delgada ayudando a que penetre de la mejor manera a la estructura dental. Los sistemas “todo en uno” se utilizan en cavidades secas y limpia. Otra propiedad principal es la acidez de este producto que diluye el barrillo dentinario, desmineraliza la dentina, imprima las fibras y, por último, los monómeros propios de adhesivo penetran en los túbulos dentarios. Una principal ventaja es la evaporación del solvente lo que permite que interactúen de la mejor manera el monómero y el colágeno, y la humedad dentinaria es menos crítica. Evita que haya zonas de dentina desmineralizada y que no estén cubiertas de resina, disminuye el dolor post operatorio; además de

reducir el tiempo operativo, sensibilidad de la técnica y riesgos durante aplicación. (Jiale, Shinichi y Feng, 2013)

Entre sus cualidades está una excelente fuerza de adhesión a la dentina (18-35 MPa) y una adhesión similar tanto al esmalte preparado como al esmalte intacto. Además, este mismo puede ser usado efectivamente para las restauraciones de resina directa e indirecta y se adhiere satisfactoriamente a la cerámica y al metal. Aunque hay que tomar en cuentas que estos adhesivos demuestran que son hidrófilos y se degradan más rápidamente. (Freedman, Kaver, Leinfelder y Afrashtehfar, 2017)

#### **2.10.5.5. Octava Generación**

En 2010, Voco América presentó Voco Futurabond DC como agente de unión de octava generación, que contiene rellenos nanos. los nuevos agentes, la adición de nano-rellenos con un tamaño medio de partículas de 12 nm aumenta la penetración de los monómeros de resina y el espesor de capa híbrida, que a su vez mejora las propiedades mecánicas de los sistemas de unión. Igualmente, los nanorelleno ocupan de 0.5% a 40% que controlan y mejoran la resistencia. Los rellenos pueden aumentar el espesor de la película de la capa adhesiva, las nanopartículas que actúan como enlaces cruzados reducirán los cambios dimensionales. (Sofan., et al, 2017)

## **3. OBJETIVOS**

### **3.1. Objetivo General**

- Evaluar la Influencia de los agentes de unión en la resistencia adhesiva, para la fabricación de postes anatómicos.

### **3.2. Objetivos Específicos**

- Observar los diferentes valores en la resistencia de adhesión entre el poste y la resina con distintos agentes de unión.
- Comparar cómo se comportan los diferentes sistemas adhesivos utilizados.
- Identificar que agente de unión nos garantiza la mayor resistencia adhesiva.

### **3.3. Hipótesis**

#### **3.3.1. Hipótesis Nula**

Entre los agentes de unión utilizados no van a tener diferencia significativa en los valores de la resistencia de adhesión entre el poste y la resina.

#### **3.3.2. Hipótesis Alternativa**

El agente de unión que va a dar valores más altos de resistencia de adhesión entre el poste y la resina va a ser el tratamiento de adhesivo universal.

## **4. METODOLOGÍA**

### **4.1. Diseño del Estudio**

Experimental: Porque se busca evaluar la resistencia adhesiva con los diferentes agentes de unión a través de vigas que serán sometidas a la máquina de microtracción.

Descriptivo: Analítico porque se va evaluar si hay una relación entre los diferentes agentes de unión y la resistencia adhesiva.

Transversal: Porque el estudio se centra en un periodo corto de tiempo.

### **4.2. Universo de la Muestra**

#### **4.2.1. Universo Infinito**

Muestra: Se seleccionaron aleatoriamente 32 postes de la marca (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) divididos en 4 grupos, se elaboró cilindros de resina con el poste en medio, y fueron sometidos a la máquina de corte (Isomet 1000 precision saw, Buheler), por lo que de cada poste se obtiene 5 discos entonces en cada grupo cortando nuevamente se obtiene 40 vigas y en el estudio se realizó con 160 muestras.

### **4.3. Criterios de la Muestra**

No existe criterios que incluyan o excluyan las muestras: ya que los materiales que se utilizó como el poste y la resina no van a tener fallas en su fabricación.

Lo que sí se puede mencionar es la eliminación de muestras que estén en mal estado.

#### 4.4. Identificación de Variables

Tabla No. 6. *Identificación de Variables*

<b>Variable dependiente</b>	<b>Resistencia adhesiva</b>
	Poste de cuarzo
	Resina compuesta
	Silano
<b>Variables independientes</b>	Adhesivo convencional
	Adhesivo universal
	Acido fluorhídrico
	Peróxido de hidrogeno

Tabla No. 7: *Variables*

<b>Variables</b>	<b>Conceptualización</b>	<b>Determinantes</b>	<b>Indicador</b>	<b>Escala</b>
<b>Independiente</b>	Son materiales dentales que se usan como medio de unión entre la resina y el esmalte o dentina.	Sistemas adhesivos definitivos para adherir resina al esmalte o resina	-Single Bond, 3M -Single Bond Universal, 3M	Nominal
<b>Agentes de Unión</b>		Con la utilización de la máquina que mide la resistencia a la microtracción, se obtiene la fuerza necesaria para separar el poste y la resina	La medición de la microtracción se obtendrá en una escala medida en Kg/mm <sup>2</sup> el momento que se produce la fractura entre el poste y la res	Cuantitativa
<b>Dependiente</b>	Se define como resistencia adhesiva a la fuerza que genera la resina al no desprenderse del poste			
<b>Resistencia Adhesiva</b>				

## 4.5. Materiales

Tabla No. 8. *Materiales*

Nombre Comercial	Marca	Composición	Forma de aplicación fabricante
<b>MACRO-LOCK™</b> <b>ILLUSION™</b> <b>RO®</b>	(RTD) X- Francia Grenoble	Va a presentar cuarzo en su forma sílica cristalizada Va a representar el 62% de fibra por volumen, pretensado en una matriz epóxica	Limpiar el poste con alcohol Aplicar una sola capa sobre el poste. Secar 5 segundos con aire. Fotopolimerizar durante 10 a 20 segundos (extraoral) si es necesario
<b>BRILLAN</b>	<b>NG</b> COLTENE Cuyahoga Falls, Ohio 44223/USA	Composite universal nano-hibrido. relleno de partículas prepolimerizadas contenido de partículas Nanométricas,	Técnica de estratificación natural: tonos esmalte y dentina ambos tonos mimetizan el color, opacidad y fluorescencia de los tejidos naturales. Aplicados en dos capas sumadas a alto contenido de la estructura interna del diente y aseguran la estética natural duradera.
<b>Adhesivo Dental</b> <b>Single Bond de 3M</b>	<b>3M™</b> <b>ESPE™</b> St. Paul, MN 55144- 1000 USA	BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, agua, un novedoso sistema fotoiniciador y un copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y ácido politacónico	Técnica adhesiva de grabado total, foto polimerización por 10 segundos.

Tabla No. 8: *Materiales (Continuación)*

Nombre Comercial	Marca	Composición	Forma de aplicación fabricante
<b>Single Universal</b> 	<b>Bond</b> 3M™ ESPE™ St. Paul, MN 55144-1000 USA	reemplazo parcial de los monómeros de metacrilato (UDMA y GDMA) fosforilado monómeros (MHP o MDP) para permitir la acidez de la capacidad de autograbado.	Técnica adhesiva de auto grabado – Aplicar 1 gota de Single Bond Universal en las superficies de esmalte y dentina sin grabar, frotar por 20 segundos, secar por 5 segundos y foto polimerizar por 10 segundos
<b>Porcelain</b> 	<b>Etch</b> Ultradent South Jordan, UT 84095 LOTE:BF4JM	Ácido Fluorhídrico 9%	Dispense una capa homogénea sobre la porcelana preparada usando una punta inspiral brush, grabe la porcelana durante 90s, EtchA para neutralizar el ácido, Ultra-Etch por 5s para remover sales de porcelana y residuos formados por el grabador fluorhídrico, enjuague y seque
<b>Silane</b> 	Ultradent South Jordan, UT 84095 LOTE: BDX19	Methacriloxipropil trimetoxisilano, Alcohol isopropílico	Aplicar con una punta black mini brush, permita que se evapore durante 60s, si no está completamente seco, seque con aire libre de aceite

Tabla No. 8: *Materiales (Continuación)*

Nombre Comercial	Marca	Composición	Forma de aplicación fabricante
Opalescence Endo	Ultradent South Jordan, UT 84095	Es un peróxido de hidrógeno al 35% especialmente formulado para la técnica médica de blanqueamiento “ambulatorio”	Utilice Opalescence Endo para blanquear dientes tratados endodóticamente, decolorados internamente a causa de enfermedad, heridas o tratamiento médico.



## 4.6. MÉTODOS

### 4.6.1. Grupos Experimentales

#### 4.6.1.1. Grupo 1 Adhesivo Convencional (AC)

En este grupo se va a limpiar el poste (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) con alcohol, colocar adhesivo de quinta generación (Single Bond, 3M, St. Paul-USA), un frasco que contiene primer y adhesivo con un microbrush (Fine, Green, Awan). Airear por 5 segundos, fotopolimerizar durante 20s, se coloca en la matriz el poste y se hace incrementos de 2mm de resina (Brilliant, Coltene, Cuyahoga Falls, Ohio 44223/USA).

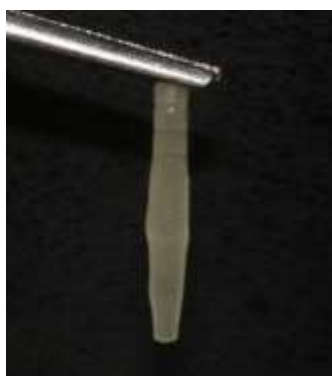


Figura 1. Poste con Adhesivo Convencional



#### 4.6.1.2. Grupo 2 Adhesivo Universal (AU)

En este grupo el poste se limpia con alcohol el poste (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) secar, Aplicar el adhesivo de séptima generación, (Single Bond Universal, 3M, St. Paul-USA) un frasco contiene, monómeros acídicos hidrofílicos, solventes orgánicos y agua, con un microbrush (fine, green, Awan), Airear por 5 segundos, fotopolimerizar por 20s, Posteriormente esta muestra se traslada a la matriz y se procederá a hacer incrementos en de resina (Brilliant, Coltene, Ohio-USA) de 2 mm y se fotopolimeriza (Coltolux Led, Coltene, Altstätten, Suiza) por 20s cada incremento y así sucesivamente.



*Figura 2. Poste con Adhesivo Universal*

#### 4.6.1.3. Grupo 3 Ácido Fluorhídrico (AF)

En este grupo el poste se limpia con alcohol el poste (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) al 80%, secar. Aplicar una capa de ácido fluorhídrico al 9% (Porcelain-Etch, Ultradent, South Jordan, UT), por 20 segundo, lavar con abundante agua por 1 min, Secar, aplicar silano (Silane, Ultradent, South Jordan, UT) y dejar secar por 1min, se aplica adhesivo (Single Bond, St. Paul-USA 3M) en la superficie y se airea suavemente y fotopolimerizar durante 20s (Coltolux Led, Coltene, Altstätten, Suiza). Posteriormente a este tratamiento de superficie se colocará en la matriz y se procederá a hacer incrementos en de resina

(Brilliant, Coltene, Ohio-USA) de 2 mm y se fotopolimeriza (Coltolux Led, Coltene, Altstätten, Suiza) por 20s cada incremento y así sucesivamente.



*Figura 3. Poste con Ácido Fluorhídrico*

#### **4.6.1.4. Grupo 4 Peróxido de Hidrógeno (PH)**

Para este grupo se le coloca al poste (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) Peróxido de hidrogeno al 35%( Opalescence Endo, Ultradent, South Jordan, UT) por 5 minutos, se enjuagará el poste con abundante agua por 1 minuto, secar, aplicar silano (Silane, Ultradent, South Jordan, UT) y dejar secar por 1min, se aplica adhesivo (Single Bond, St. Paul-USA 3M) en la superficie y se airea suavemente y fotopolimerizar durante 20s (Coltolux Led, Coltene, Altstätten, Suiza). Posteriormente se coloca en la matriz y se hace los incrementos de resina (Brilliant, Coltene, Ohio-USA) como en los grupos anteriores.



*Figura 4. Poste con Peróxido de Hidrógeno*

#### 4.6.1.5. Matriz

Para tener las muestras estandarizadas vamos a utilizar la contra tapa de una aguja desechable es decir para cada grupo utilizamos ocho contratapas para cada poste, una vez utilizado el agente de unión en cada poste se coloca una capa de 2mm de espesor de resina (Brilliant, Coltene, Cuyahoga Falls, Ohio 44223/USA) en el fondo de la tapa y se inserta el poste para fotocurar con la lampara de luz led (Coltolux Led, Coltene, Altstätten, Suiza). Ya desde este instante empezamos a colocar las capas de resina hasta llenar la tapa, cabe acotar que como la tapa es transparente permite que la luz pueda penetrar de una mejor manera. Posteriormente retiramos la tapa del bloque de resina con la ayuda de un disco de diamante (Dupla Face Parcial Fexivel DHPRO), por último, se procede a pulir el bloque con un pimpollo (Carburo Tungsteno CX25.HP.060)



*Figura 5. Matriz*



*Figura 6. Cilindro de resina con el poste en medio.*

#### 4.7. Prueba de Microtracción

Ocho postes de cada grupo se evaluarán en la prueba de resistencia adhesiva a la microtracción, cada cilindro se colocará mediante godiva en la máquina de corte (Isomet 1000 precision saw, Buheler) que es una sierra de corte de precisión diseñada para cortar varios tipos de materiales con una deformación mínima. Esta máquina de corte de precisión es ideal para piezas delicadas ya que solo utiliza fuerza alimentada por gravedad utilizando una sierra de baja velocidad de manera radial obteniendo discos de 1.5 mm de espesor  $\pm 0.1$  mm de diámetro medido por un calibrador digital (Calibrador Vernier-Pie de rey digital-Green Forest) con un bisturí se quitará el exceso de material.



Figura 7. Isomet 1000 precision saw, Buheler



Figura 8. Cortes Transversales del cilindro



*Figura 9. Muestra: Disco con el poste en medio.*



*Figura 10. Grosor del Disco*

Estos discos van a ser adaptados para el reingreso en la máquina de prueba mecánica (Isomet 1000 precision saw, Buheler), como es un proceso delicado en esta etapa se van a perder algunas muestras o el corte no pasa exactamente por el punto indicado, por lo que se trabaja con 5 vigas por cada poste es decir en cada grupo vamos a contar con 40 vigas que van a ser sometidas a la prueba de micro tracción.



Figura 11. Corte del Disco

Una vez que se obtiene las vigas se procede a fijarlas con cianoacrilato (Super Bonder, Loctite) a las galgas que vienen incluidas en la máquina de microtracción (Microtensile OM100s, Odeme), Una máquina versátil, portátil, fácil de usar, trabaja en eje horizontal, además cuenta con el dispositivo de eliminación de especímenes, dispositivo de micro cizallamiento y el dispositivo de ISO para ensayos de flexión de 3 puntos. Y se procede hacer la medición obteniendo el resultado en  $\text{kgf}/\text{mm}^2$ .



Figura 12. Microtensile OM100s, Odeme



*Figura 13. Instalación de la Viga*



*Figura 14. Fractura de la Viga*

## 5. RESULTADOS

Los valores de resistencia de adhesión a la microtracción se expresan en Mpa: dividiendo la carga en la rotura o máxima carga para el fallo (Mpa) para el área superficial (mm<sup>2</sup>) de cada muestra.

Para calcular los resultados, el valor de la máxima carga de fallo que se obtiene de la máquina de microtracción (Microtensile OM100s, Odeme) es en kgf/mm<sup>2</sup> por lo que se necesita transformar a Mpa, utilizamos la siguiente fórmula (Roperto, 2016):  $X\text{Mpa} = X\text{Kgf} / 0.01 \times 0.0981$ , de esta manera obtenemos la máxima carga para el fallo.

Para calcular la resistencia adhesiva dividimos la máxima carga de fallo para el área o superficie adhesiva (línea de color amarillo), esta última se va a calcular mediante la siguiente fórmula (Bouillaguet, y otros, 2003)

$$L' = r * (2 * \sin^{-1} \theta) * \frac{L}{2r} \quad (\text{Ecuacion 1})$$

$L' = \text{Área o superficie adhesiva}$

$r = \text{radio}$

$L = \text{Longitud}$

$\theta = \text{Ángulo}$

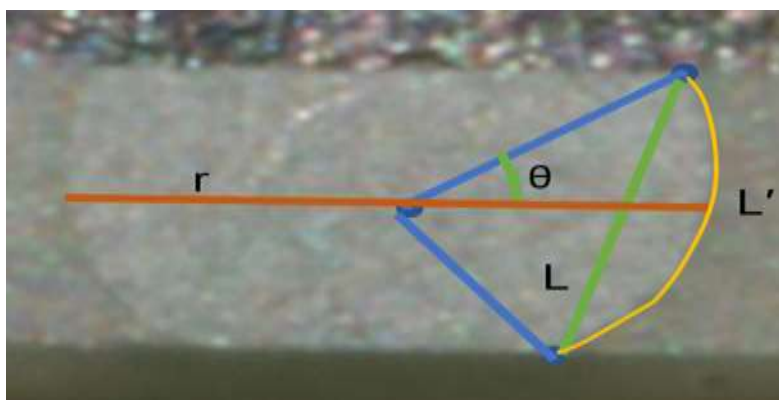


Figura 15. Viga (Poste y resina)



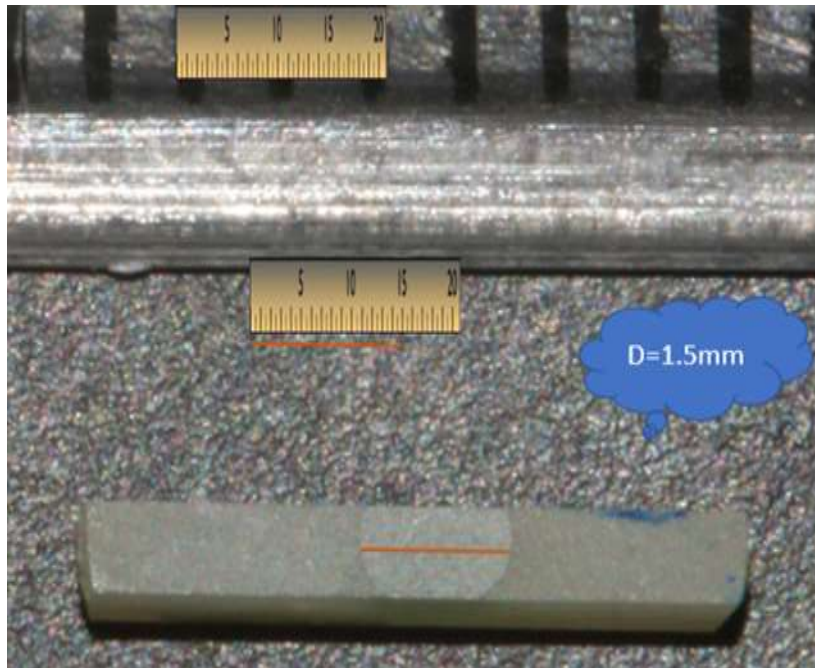


Figura 16. Diámetro del Poste

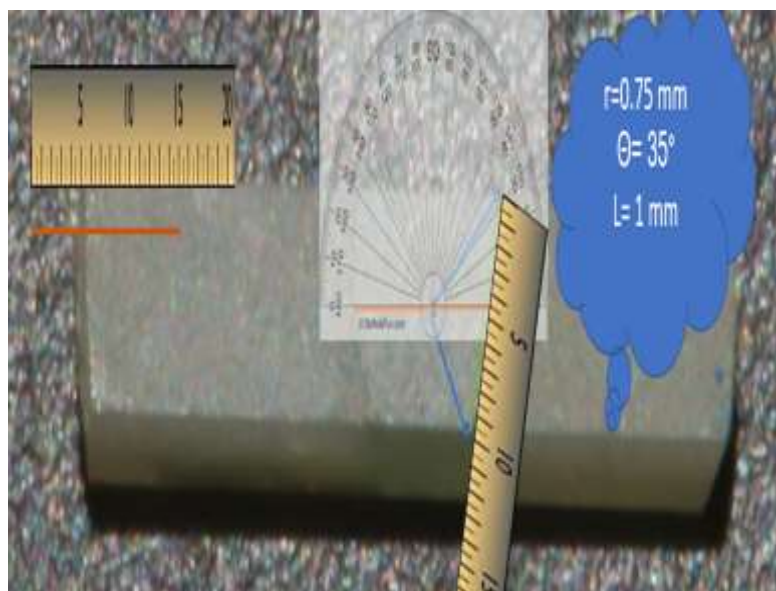


Figura 17. Datos de la Viga (radio, ángulo y longitud)

Mediante una fotografía vamos a obtener los datos, el primer paso es calibrar la regla digital con una regla real, el proceso es el siguiente: una regla digital de 2mm la ajustamos a los 2 mm de la regla real, entonces trazamos la línea en la circunferencia que se forma en el poste y esa línea va a ser nuestro diámetro, luego comparamos la regla digital y la línea del diámetro, de esa manera obtenemos la medida real del diámetro del poste, posteriormente en la misma

imagen ampliada volvemos a calibrar la regla digital pero ahora al contrario es decir la línea que trazamos del diámetro ya sabemos cuánto mide y calibramos la regla digital, posteriormente hacemos una copia y la ubicamos en la línea (L) y obtenemos esa media, Para obtener el ángulo ( $\theta$ ) superponemos un graduador digital sobre la línea del diámetro y nos dará esta media, cabe recordar que el (r) es la mitad del diámetro que ya lo obtuvimos anteriormente. Con todos estos datos ya podemos calcular (L') que es exactamente el área o superficie adhesiva. Este método es realizado en cada viga obtenida en los diferentes grupos.

Para evaluar la influencia de los agentes de unión en la resistencia adhesiva, para la fabricación de postes anatómicos de los cuatro grupos como son: adhesivo convencional, adhesivo universal, ácido fluorhídrico y peróxido de hidrógeno. A continuación, se presenta los resultados según la media, desviación estándar e intervalos de confianza en 95%.

Tabla No. 9: *Datos Descriptivos*

Resistencia Adhesiva	N	Media	Desv. Desviación	95% IC	
				Mín	Máx
Adhesivo Convencional	8	13,14	2,61	10,96	15,32
Adhesivo universal	8	15,43	3,12	12,82	18,04
Ácido Fluorhídrico	8	11,92	1,98	10,26	13,57
Peróxido de Hidrógeno	8	5,63	1,21	4,62	6,64
Total	32	11,53	4,31	9,97	13,08

De acuerdo a los resultados se evidencia que mayor media de la resistencia adhesiva a la microtracción los reporta el agente de unión de poste universal con  $15.43 \pm 3,12$  MPa; seguida por el grupo de adhesivo convencional  $13,14 \pm 2,61$  MPa, luego ácido fluorhídrico con  $11,92 \pm 1,98$  MPa y la media con menor valor

de resistencia adhesiva es el grupo de peróxido de hidrógenos con  $5.63 \pm 1,21$  MPa.

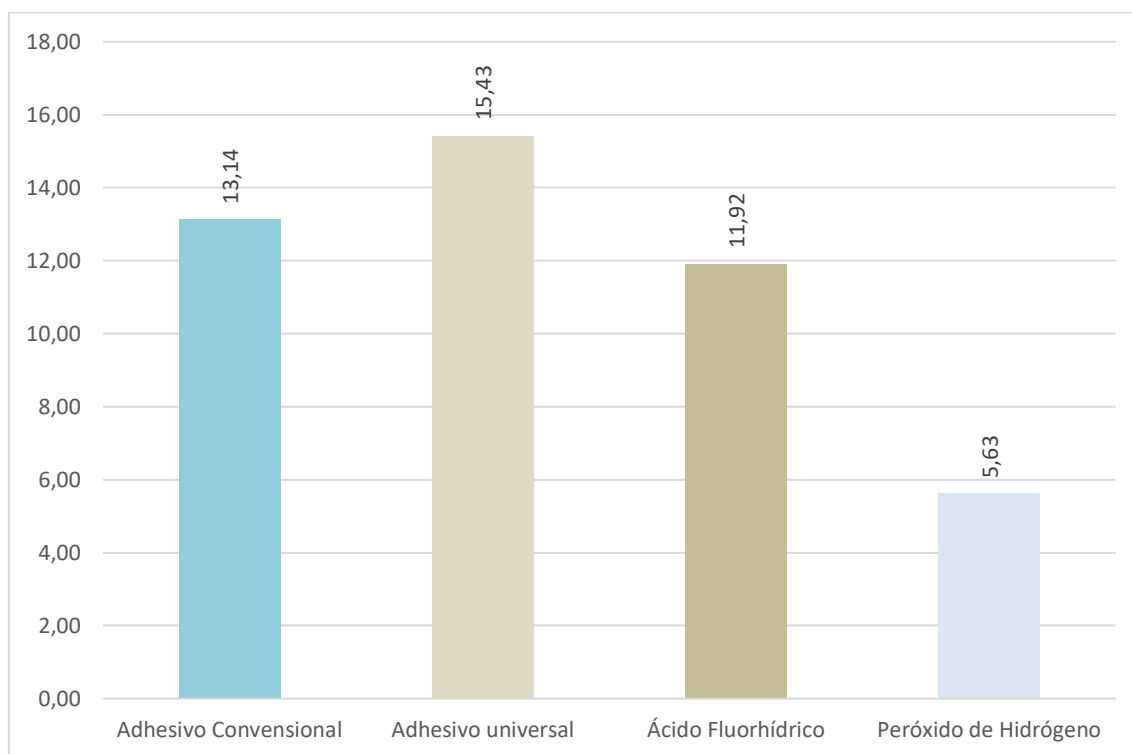


Figura 18. Media de la Resistencia Adhesiva

Como se observa en el Gráfico N° 1, la mayor media de la resistencia de tracción está en el adhesivo universal, seguido del convencional y del ácido fluorhídrico; y por último el peróxido de hidrógeno. Después de obtener los resultados se aplicó la prueba de normalidad para identificar si los datos tienen o no una tendencia normal.

Tabla No. 10: Prueba de normalidad de los cuatro grupos: AC, AU, AF, PH

Grupos de estudio	Kolmogórov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Valor p.	Estadístico	gl	Valor p
Poste 1	,138	20	,200*	,923	20	,115
Poste 2	,136	20	,200*	,947	20	,321
Poste 3	,180	20	,090	,876	20	,015
Poste 4	,121	20	,200*	,950	20	,368
Poste 5	,130	20	,200*	,963	20	,598
Poste 6	,151	20	,200*	,945	20	,302
Poste 7	,174	20	,113	,933	20	,180
Poste 8	,154	20	,200*	,905	20	,052

De acuerdo a los resultados de la prueba Shapiro Wilk que se utiliza para muestras menores a 50, se evidencia que la mayoría de postes tiene una tendencia de distribución normal (valor  $p > 0,05$ ) por aquello se utilizará la prueba paramétrica como Anova y Tukey. La prueba Anova se utiliza para comparar la variación de los grupos de estudio que son adhesivo convencional, adhesivo universal, ácido fluorhídrico y peróxido de hidrógeno, donde se evidencia que existe una variación significativa, donde el valor  $p < 0,05$ .

Tabla No. 11: *Prueba Anova*

<b>Resistencia de Tracción</b>					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Valor p
<b>Entre grupos</b>	421,661	3	140,554	25,638	0,000
<b>Dentro de grupos</b>	153,501	28	5,482		
<b>Total</b>	575,161	31			

Mientras para comparar cada uno de los grupos la resistencia de tracción se utiliza la prueba Tukey

Tabla No. 12: *Prueba Tukey*

(I) Grupos	Resistencia de tracción	Diferencia de medias (I-J)	IC al 95%		Valor p
			Mín	Máx	
<b>Adhesivo Convencional</b>	Adhesivo Universal	2,291	5,488	0,905	0,228
	Ácido Fluorhídrico	1,217	1,980	4,413	0,728
	Peróxido de Hidrógeno	7,50425*	4,308	10,701	0,000
<b>Adhesivo universal</b>	Ácido Fluorhídrico	3,50800*	0,312	6,704	0,027
	Peróxido de Hidrógeno	9,79537*	6,599	12,992	0,000
<b>Ácido Fluorhídrico</b>	Peróxido de Hidrógeno	6,28738*	3,091	9,484	0,000

De acuerdo a los resultados se evidencia que el adhesivo convencional estadísticamente es igual al universal y al ácido fluorhídrico. El resto si existe diferencia significativa.

## 5.1. DISCUSIÓN

Conocer cuál es el protocolo para realizar postes anatómicos en conductos amplios y más que todo estar seguro de que la interfaz poste-resina presenta la mayor resistencia adhesiva, es lo que va a garantizar que la restauración y el tratamiento va a ser exitoso.

En este estudio tenemos básicamente como agentes de unión el adhesivo de quinta generación (Single Bond, 3m) y séptima generación (Single Bond Universal, 3M) para el primer y segundo grupo respectivamente y como tratamiento de superficie el ácido fluorhídrico (Porcelain etch al 9%, Ultradent) y el peróxido de hidrogeno (Opalescence Endo al 35%, Ultradent) para el tercer y cuarto grupo, acompañados de la utilización de silano (Silane, Ultradent) y el adhesivo de quinta generación (Single Bond, 3m).

En el estudio de (Shirinzad M., 2014) una vez aplicado peróxido de hidrogeno al 24% por 10 minutos como tratamiento de superficie utiliza distintos adhesivos como agentes de unión entre los cuales esta One step de Bisco ( $9.12 \pm 1.34$ ) Mpa, Prime & Bond NT de Dentsply ( $10.95 \pm 1.74$ ) Mpa, Single Bond de 3m ( $10.25 \pm 2.39$ ) Mpa, Excite de Ivoclar Vivadent ( $9.52 \pm 2.07$ ) Mpa y no se encontraron diferencias significativas entre las medias de los grupos, lo que concuerda con nuestro estudio donde se utilizó el adhesivo single bond universal de 3m ( $15.43 \pm 3,12$ ) MPa dando valores ligeramente más altos que el adhesivo de quinta generación Single Bond, 3m ( $13,14 \pm 2,61$ ) Mpa.

Aunque el silano es conocido por ser un acondicionador de porcelana y ampliamente utilizado en los protocolos de adhesión de la porcelana dental, en los siguientes estudios es utilizado para acondicionar el poste prefabricado: El mecanismo de trabajo del silano se basa en aumentar la humectabilidad de la superficie del poste y la consiguiente formación química de puentes con los monómeros de resina. (Belwalkar, V. R., 2016).

(Vano, y otros, 2006). Menciona que es necesario utilizar peróxido de hidrogeno ( $13.75 \pm 3.2$ ) Mpa y ácido fluorhídrico, con silano ( $13.62 \pm 3.38$ ) Mpa ya que mejoraron significativamente la resistencia adhesiva mientras que solo silano dio resultados de ( $7.07 \pm 1.2$ ) Mpa. Los resultados del este estudio. (Hyun-Dong, K., 2013) están de acuerdo con los estudios previos que muestran un aumento significativo en fuerza de unión después de la silanización de las fibras del poste.

Al contrario, (Daneshkazemi., 2016). afirma que la aplicación de un agente de acoplamiento de silano al poste antes de colocar la base de resina compuesta aumenta la fuerza de unión, de la misma manera afirma que al ácido fosfórico al 35% ( $23.8 \pm 3,3$ ) Mpa y el peróxido de hidrogeno al 30% ( $21.9 \pm 3,6$ ) Mpa por 1 o 5 minutos más la utilización de silano, no contribuyen en nada a la fuerza adhesiva ya que arroja valores similares al grupo donde solo utiliza silano. ( $23.7 \pm 3.8$ ) Mpa. En el estudio (Monsharraf R, 2012) entre los grupos de estudio el grupo de silano ( $14.38 \pm 1.85$ ) Mpa. también sobresale ligeramente por los demás incluso en comparación con el grupo de arenado ( $12.9 \pm 3.2$ ) Mpa.

La resina epóxica del poste presenta un alto grado de enlaces cruzados y no hay radicales libres que interactúen con los metacrilatos de las resinas por lo que la unión química entre el poste y la resina es errónea, se considera eliminar parcialmente esa matriz de resina epoxi más superficial. (Mallat, 2013)

D'Arcangelo 2007, informo que en su estudio la fuerza de unión aumento en los postes de cuarzo que utilizaron chorro de arena y grabado con ácido fluorhídrico que los postes que sólo fueron silanizados. Vano, 2006 utilizó también el ácido fluorhídrico al 4% durante 60 segundos y silanización durante 60 segundos, llegando a la conclusión que el peróxido de hidrógeno y el ácido fluorhídrico modificaron la morfología de la superficie de los postes de fibra y con silano, mejoraron significativamente la resistencia interfacial entre ellos y los materiales del núcleo.

Para acondicionar el poste de cuarzo (Marezza Z., 2017) acondiciona el poste con ácido fluorhídrico al 4% por 60 segundos ( $15.4 \pm 0.86$ ) Mpa, peróxido de hidrogeno al 10 % ( $20.98.62 \pm 1.25$ ) Mpa, ácido ortofosfórico al 37% ( $18.96 \pm 0.46$ ) Mpa y el grupo silano ( $13.37 \pm 0.67$ ) Mpa. (Akin 2016) utiliza el AF al 9% por 20 s dando buenos resultados. Lo que demuestra que un tratamiento de superficie es necesario para aumentar la fuerza de adhesión. Teniendo mejores resultados el grupo del peróxido de hidrógeno, lo contrario de este estudio que el grupo del peróxido de hidrogeno dio los valores más bajos ( $5.63 \pm 1.21$ ) Mpa, además en este estudio se demuestra que no es necesario el tratamiento de superficie.

En el estudio de Ferrari 2012 se ha comprobado la disminución de la resistencia adhesiva, una solución de peróxido al 3% y perborato de sodio presento valores más altos que el peróxido al 35% y esto se debe a la eliminación del oxígeno residual es más fácil eliminar de concentraciones bajas. Y esto sucedió en este estudio ya que se utilizo H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> al 35% por un minuto y presento los valores más bajos de resistencia adhesiva. ( $5.63 \pm 1,21$ ) Mpa.

Estos resultados del estudio contradicen muchos estudios que están a favor de la utilización del peróxido de hidrógeno como: (Zahra K., 2012) Utiliza el PH como tratamiento y es esencialmente eficaz en la mejora de la fuerza de unión de

materiales compuestos capaces de fluir a postes de fibra debido a la capacidad de estos compuestos para penetrar en irregularidades de la superficie del poste. (Monsharraf 2013) Menciona que la aplicación de peróxido de hidrógeno antes de silanización aumenta la resistencia de unión entre la resina y los postes de fibra, utiliza H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> al 20% por 20 minutos. (Shirinzad M., 2014) también trataron con peróxido de hidrógeno al 24% durante por 10 minutos. (Marezza Z., 2017). Utiliza peróxido de hidrógeno al 10% durante 20 minutos, mejoró la resistencia de la unión interfacial para ambos postes de fibra de vidrio y cuarzo.

El peróxido al 24% es una técnica considerablemente suave porque las fibras de cuarzo expuestas permanecen lisas y dejan intacta la matriz de resina epoxi subyacente después de los procedimientos de grabado. (Hyun-Dong, Joo-Jee, Kang-Min, Hee-Sun, & Hyun-Suk, 2013)

Pero según (Daneshkazemi 2016) los resultados bajos de resistencia adhesiva se deben a que la resina compuesta podría comportarse como un reservorio de peróxido y oxígeno, además de subproductos de hidrogeno residual como consecuencia de su porosidad, y lo que va hacer estas partículas es inhibir la polimerización de la resina compuesta con lo que se reducirá la fuerza de adhesión, Por último (Menezes M., 2011). Afirma que el efecto perjudicial del peróxido probablemente no se observó debido a la ausencia de oxígeno residual en la estructura del poste, además que no se observó fallos de cohesión dentro del compuesto de resina durante la prueba de microtracción y sobre todo llega a la conclusión de que da igual utilizar peróxido al 50% por 5 a 10 minutos que al 24% por un minuto, este último preferible para uso clínico.

En este estudio se utilizó el poste de cuarzo (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) el cual en sus indicaciones paso a paso de las instrucciones no se observa el uso de silano, incluso en un folleto más amplio del producto no utiliza



silano. Además, autores como (Wrbas, Alternburger, Schirrmeister, Bitter, & Kielbassa, 2007) afirman que la silanización de las superficies de los postes de fibra parece no tener relevancia clínica, al parecer porque las fibras se hallan recubiertas por la matriz de resina epoxi y la unión entre ésta y el silano es mala. Por lo que se pensaría que las microporosidades del poste prefabricado son suficiente para que el adhesivo por su viscosidad penetre en el poste y alcanzar una buena retención mecánica. (Mallat, 2013). De acuerdo con esto el AU (Single Bond™ Universal) que dio los mejores resultados se puede deber a que en su composición cuenta con monómeros de metacrilato fosforilado (MHP o MDP), para lograr la acidez necesaria para la capacidad autograbante, además contiene silano que se adhiere a las superficies de cerámica de vidrio sin necesidad de un imprimador adicional a diferencia del AC (Single Bond™ Universal). en este estudio no se encontró diferencias significativas del grupo que utilizó AF más silano ( $11.92 \pm 1,98$ ) Mpa y de los grupos que solo utilizaron adhesivo AC: ( $13.14 \pm 2,61$ ) Mpa, AU: ( $15.43 \pm 3,12$ ) Mpa excepto del grupo del PH: más silano ( $5.63 \pm 1,21$ ) Mpa con los valores más bajos.

Y respaldando estos resultados tenemos el estudio de (Daneshkazemi., 2016). Que manifiestan que no se observó diferencias significativas entre los grupos con tratamiento de superficie o no, como ya se menciona anteriormente. Y el estudio (Mosharraf & Baghaei Yazdi, 2012), que reporta que el grupo control de su estudio dio mayor fuerza de adhesión que el grupo con tratamiento con peróxido de hidrogeno 24%.

## 6. Y RECOMENDACIONES

### 6.1. Conclusiones

- Se ha demostrado que para la práctica clínica se tendrá que considerar un adhesivo universal de 7ma generación con la mejor opción por sus altos valores de resistencia adhesiva como por el menor tiempo en su protocolo.
- El adhesivo convencional ha dado buenos resultado detrás del adhesivo universal
- La concentración y el tiempo que la literatura recomienda para los diferentes tratamientos químicos no hay como modificarlos porque se altera los resultados.
- El poste macro (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia), no es necesario utilizar silano, ni ningún tratamiento de superficie.

### 6.2. Recomendación

- Lo que se recomienda utilizar el ácido ortofosfórico al 37% para asegurarse de eliminar las partículas residuales de oxígeno que no han sido eliminadas con el lavado abundante de agua en el caso de utilizar peróxido de hidrógeno.
- Para reducir los tiempos operatorios se recomienda utilizar el poste prefabrica (Macro Lock Post RTD Grenoble - Francia) ya que a demostrado en este estudio que no necesita el tratamiento de superficie químico y de silano ya que no mostro diferencia estadística significativa.

## 7. REFERENCIAS

- Güler, A., Kurt, M., Duran, I., Uludamar, A., & Inan, O. (2012). Effects of different acids and etching times on the bond strength of glass fiber–reinforced composite root canal posts to composite core material. *Quintessence International*, *43*(1), e1-e8.
- Abraham, S., Ghonmode, W., Saujanya, K., Jaju, N., Tambe, V., & Yawalikar, P. (Noviembre-Diciembre de 2013). Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents. *Journal of International Oral Health*, *5*(6), 101-107.
- Aguilar, A., Barriga, j., & Chumi, R. (2015). Adhesivos de quinta y sexta generación. *Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatria*, 1-18.
- Akin, G., Akin, H., Sipahi, C., Piskin, B., & Kirmal, O. (2014). Evaluation of surface roughness and bond strength of quartz fiber posts after various pre-treatments. *Acta Odontologica Scandinavica*, *72*, 1010-1016. doi:10.3109/00016357.2014.939710
- Aksornmuan, J., Foxton, R., Nakajima, M., & Tagami, J. (2004). Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *Journal of Dentistry*, *43*, 443-450.
- Albashaireh, Z., Ghazal, M., & Kern, M. (January de 2010). Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning, and artificial aging on the retention of glass fiber-reinforced composite resin postss. *Journal Prosthetic Dentistry*, *103*, 31-39.
- Asakawa, Y., Takahashi, H., Kobayashi, M., & Iwasaki, N. (2013). Effect of components and surface treatments of fiber-reinforced composite posts on bond strength to composite resin. *journal of the mechanical behavior of biomedical material*, *26*, 23-33.
- Asakawa, Y., Takahashi, H., Kobayashi, M., & Iwasaki, N. (2013). Effect of components and surface treatments of fiber-reinforced composite posts on bond strength to composite resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *26*, 23-33.

- Baratieri, L., & Monteiro, S. (2011). *Odontologia Restauradora, Fundamentos y Técnicas*. Sao Paulo:Santos: Livraria Santos Editora.
- Belwalkar, V., Gade, J., & Mankar, N. (2016). Comparason of the effect of shear bond strength with silane and other three chemical presurface treatments of a glass fiber-reinforced post on adhesion with a resin-based luting agent: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 7(2), 193-197.
- Bertoldhi, A. (2005). Postes Radiculares de Base Orgánica: Ventajas y Limitaciones. *RAOA*, 93, 65-73.
- Bitter, K., Noetzel, J., Neumann, K., & Kielbassa, A. (2007). Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence international*, 38(2), 121-128.
- Bittner, N., Hill, T., & Randi, A. (2010). Evaluation of a One-piece milled zirconia post an core with different pont.and.core systems; An in vitro study. *Journal rosthetic Dentistry*, 103, 369-379.
- Bouillaguet, S., Troesch, S., Wataha, J., Krejci, I., Meyer, J., & Pashley, D. (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Journal Dental Materials*, 19, 199-205.
- Calabria , H. (2010 ). Postes prefabricados de fibra: Consideraciones para su uso clínico. *Odontoestomatología*, vol.12 supl.16.
- Cangul, S., & Adiguzel, O. (2017). The Latest Developments Related to Composite Resins. *International Dental Research*, 7(2), 32-36.
- Carrillo, C. (2009). Métodos de activación de la fotopolimerización. *Asociación Dental Mexicana*, 65(5), 18-27.
- Cedillo, J. (2010). Factor C en operatoria dental. *Revista Asociación Dental Mexicana*, 67(2), 83-87.
- Cedillo, J., & Cedillo, V. (2017). Postendodontic restoration, technique with accessory fiber glass posts. *ADM*, 79-89.
- Cekic-Nagas , I., Sukuroglu, E., & Canay, S. (2011). Does the surface treatrment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials. *Journal of Dentistry*, 39, 118-129.

- Cekic-Nagas, I., Sukuroglu, E., & Canay, S. (2011). Does the surface treatment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials? *Journal of dentistry* 39, 171–179.
- Daneshkazemi, A., Davari, A., Askari, N., & Kaveh, M. (2016). Effect of different fiber post surface treatments on microtensile bond strength to composite resin. *The journal of prosthetic dentistry*, 1-6.
- D'Arcangelo, C., D'Amario, M., Prospero, G., Cinelli, M., Giannoni, M., & Caputi, S. (2007). Effect of surface treatments on tensile bond strength and on morphology of quartz-fiber posts. *Journal of Endodontics*, 33, 264-167.
- Deliperi, S., Bardwell, D., & Wegley, C. (2007). Restoration Interface Microleakage Using One Total-etch and Three Self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 32(2), 179-184.
- Deliperi, S., Bardwell, D., & Wegley, C. (2007). Restoration Interface Microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 32, 179-184.
- Estrada, M. (2016). Reconstrucción del diente endodonciado con postes colados o espigas de fibra. Revisión Bibliográfica. *Avances en Odontoestomatología*, 32(6), 313-321.
- Faria-e-Silva, A., Pedrosa-Filho, C., Menezes, M., Da Silveira, D., & Martins, I. (2009). Effect of relining on fiber post retention to root canal. *Journal Applied Oral Science*, 600-604.
- Ferrari, R., Attin, T., Wegehaupt, F., Stawarczyk, B., & Tauböck, T. (2012). The effects of internal tooth bleaching regimens on composite-to-composite bond strength. *Journal of the American Dental Association*, 1324-1331.
- Ferrari, M. (2006). Comenzar con materiales de alta tecnología. *RESTAURACIÓN CONTEMPORÁNEA DE DIENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE*, 5.
- Ferrari, M., Goracci, C., Sadek, F., Monticelli, F., & Tay, F. (2006). An investigation of the interfacial strengths of methacrylate resin-based glass fiber post-core buildups. *Journal Adhesive Dental*, 8, 239-245.
- Freedman, G. (2017). Sistemas Adhesivos Dentales. *7 Generaciones de Evolución*, 1-8.

- Freedman, G., Kaver, A., Leinfelder, K., & Afrashtehfar, K. (2017). Sistemas adhesivos dentales.7 generaciones de evolución. *Revista Dentista y Paciente*(116), 1-7.
- Goncalves, A., Oglari, A., Jardim, P., & Moraes, R. (2013). Chemical cleaning agents and bondin to glass-fiber posts. *Brazilian Oral Restaurative*, 27, 70-72.
- Goracci, C., Raffaelli, O., Monticelli , F., Balleri, B., Bertelli, E., & Ferrari, M. (2015). The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dental Materials*, 21, 437-444.
- Guillén, X. (2015). *Fundamentos de operatoria dental* (Segunda ed.). Portoviejo, Ecuador: Dreams Magnet.
- Guillén, X. (2015). *Fundamentos de Operatoria Dental*. Portoviejo, Ecuador: Dreams Magnet.
- Guimaraes, G., Marcelino, E., Cesarino, I., Vicente, F., Grandini, C., & Simoes, R. (2018). Minimization of polymerization shrinkage effects on composite resins by the control of irradiance during the photoactivation process. *Journal of Applied oral Science*, 26, 1-9. doi:<http://dx.doi.org/10.1590/1678-7757-2017-0528>
- Guler, A., Kurt, M., Duran, I., Uludamar, A., & Inan, O. (2012). Effects of different acids and atching times on the bond strength of glass fiber-reinforced composite root canal posts to composite core material. *Juournal Quintessence International*, 43(1), e1-e8.
- Helen-Cot, R., Ross, G., Tarcisio, E., Correr, G., Fernandes, L., & Castiglia, C. (2016). Influence of the Resin Cement Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts. *Brazilian Dental Journal*, 592-598.
- Horieh, M., Fatemeh, Y., & Fatemeh, M. (2013). Comparison of resin composite restorations microleakage: An in.vitro study. *Joournal of Stomatology*, 1, 209-214.
- Hyun-Dong, K., Joo-Jee, L., Kang-Min, A., Hee-Sun, K., & Hyun-Suk, C. (Mayo de 2013). Effect of silane activation on shear bond strenth of fiber-

- reinforces composite post to resin cement. *Journal Advance Prosthodontic*, 5(2), 104-109. doi:10.4047/jap.2013.5.2.104
- Jiale, F., Shinichi, K., & Feng, P. (2013). Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin. *Dental Materials Journal*, 32(2), 203-211.
- Juloski, J., Radovic, I., Goracci, C., Vulicevic, Z., & Ferrari, M. (Enero de 2012). Ferrule Effect: A Literature Review. *Journal of Endodontics*, 38(1), 11-19.
- Khamverdi, Z., Kasraei, S., Azarsina, M., & Gheysari, F. (2011). Microtensile bond strength of quartz fiber posts to different composite cores. *Research Oral Brazilian*, 295-301.
- Khamverdi, Z., & Telebian, R. (2012). Effect of ascorbic acid, ethanol and acetone on adhesion between the treated fiber posts and composite resin cores. *Journal Advance Prosthodontic*, 4, 187-191. doi:http://dx.doi.org/10.4047/jap.2012.4.4.187
- Khamverdi, Z., Abbasi, S., Habibi, E., Kasraei, E., Azarsina, M., & Ebadi, S. (2011). Effect of storage time on microtensile bond strength between quartz fiber post and composite core after different post surface treatments. *Journal of Conservative Dentistry*, 14, 361-365.
- Khamverdi, z., Abbasi, S., Habibi, E., Kasraei, S., Azarsina, M., & Ebadi, S. (Octubre de 2011). Effect of storage time on microtensile bond strength between quartz fiber post and composite core after different post surface treatments. *Journal of Conservative Dentistry*, 14, 361-365. doi:10.4103/0972-0707.87198
- khamverdi, Z., Kasraei, S., Azarsina, M., & Gheysari, F. (2011). Microtensile bond strength of quartz fiber posts to different composite cores. *Brazilian Oral Restorative*, 25(4), 295-301.
- Lamas, C., Alvarado, S., & Pari, R. (2009). Poste anatómico preformado: caso clínico. *Odontologia. Sanmarquina*, 33-35.
- Lamas, C., Alvarado, S., Teran, L., Angulo de la Vega, G., Jimenez, J., Cisneros, A., . . . Romero, J. (2015). Estado actual de los postes de fibra de vidrio. *Odontologia Sanmarquina*, 18(2), 111-116.

- Lamas, C., Jiménez, J., & Angulo, G. (2014). POSTE ANATÓMICO – REPORTE DE CASO. *KIRU*, 81-85.
- Lippo, V., Tanner, J., Le Bell, A., Narva, K., & Pekka, K. (s.f.).
- Lozada, M., & Rayo, H. (2012). Self-etching adhesive systems, bond strength and nanofiltration: A review. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 24(1), 133-150.
- Mallat, E. (2013). *Reconstrucción de dientes endodonciados: una pauta de actuación clínica*. Barcelona: Ediciones Especializadas Europeas SL.
- Mareeza, Z., Rajagopal, R., Karunakaran, H., & Prasanth, V. (2017). Evaluation of Interfacial Adhesion of Two Fiber Post Systems to Composite Core Material Following Different Surface Chemical Treatments – An In vitro Study. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 47-52.
- Mazzitelli, C., Magni, E., Radovi, I., Papacchini, F., Goracci, C., & Ferrari, M. (2014). The adhesion between FRC Posts an resin core materials following different treatments of the post surface. *International Destistry*, 2(9), 30-40.
- Menezes, M., Cavalcanti, E., Soares, P., Faria-e-Silva, A., Soares, C., & Marcondes, L. (2011). Fiber Post Etching with Hydrogen Peroxide:. *jornal odontologia estomatologia*, 3-8.
- Monsalves, S., Terrazas, S., Toro, G., & Bader, M. (2014). Evaluación del grado de sellado marginal y resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta con adhesivo convencional en detición primaria y definitiva. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral.*, 7(3), 149-156. doi:<https://doi.org/10.1016/j.piro.2014.09.001>
- Monticelli, F., Osorio, R., Sadek, F., Radovic, I., Toledano, M., & Ferrari, M. (2008). Improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. *Journal Operative Destistry*, 346-355.
- Mosharraf, R., & Baghaei Yazdi, N. (2012). Comparative evaluation of effects of different surface treatment methods on bond strength between fiber post and composite core. *Journal Advantage Prosthodontics*, 103-108.
- Neto, D., Naves, L., Costa, A., Correr, A., Consani, S., & Borges G. (2015). The Effect of Hydrofluoric Acid Concentration on the Bond Strength and



- Morphology of the Surface and Interface of Glass Ceramics to a Resin Cement. *Operative Dentistry*, 40, 1-9. doi:10.2341/14-133-L
- Novais, V., Simamoto Junior, P., Rontani, R., Correr-Sobrinho, L., & Soares, C. (2011). Bond strength between fiber posts and composite resin core- Influence of temperature on silane coupling agents. *Brazilian Dental Journal*, 23(1), 8-14.
- Oliveira, G., Machicao, N., & Hernandez, J. (2016). Frecuencia y tiempo promedio para la rehabilitación postendodóntica en una Clínica Dental Docente Peruana. *Revista Estomatológica Herediana*, 26(1), 20-27.
- Ounsi, H., Salameh, Z., Carvalho, C., Cantoro, A., Grandini, S., & Ferrari, M. (2009). Bond strength of composite core build-up materials to fiber-reinforced posts: a microtensile comparison between conventional and wet-ethanol bonding systems. *Journal Adhesive Dental*, 11, 375-380.
- Paris, C., Valandro, L., Ciocca, L., & Baldissara, P. (2015). Clinical outcomes and success rates of quartz fiber post restorations: A retrospective study. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 1-6.
- Persoon, I., & Ozok, A. (2017). Definitions and Epidemiology of Endodontic Infections. *Current Oral Health Report*, 4, 278-285.
- Pignata Volpe, S., Vola, J., & Buchtik Efimenco, N. (2012). Técnica del poste anatómico (Grandini). *Odontoestomatología*, 4-13.
- Ramos, P., Moguel, J., Mejía, A., & Ballinas, A. (2010). Reconstrucción del órgano dentario con tratamiento de conductos: postes. *Aacandonia*, 4(2), 79-95.
- Roperto, R., Porto, T., Lang, L., Teich, S., Weber, S., El-Mowafy, O., & Porto-Neto, S. (2016). Microtensile bond strength between a UDMA fiber post and different resin cements: Effect of pre-surface treatment. *Dental Material Journal*, 1-6. doi:doi:10.4012/dmj.2016-034
- S.A. (2009). Filtek™ Z250, Perfil Técnico del Producto. *3M ESPE, Laboratorio de Productos Dentales*.
- Sahinkesen, G., Erdemir, U., Oktay, E., & Sancakli, H. (2011). The effect of post surface silanization and luting agents on the push-out bond strengths of

- adhesively inserted fiber reinforced posts. *International Journal of Adhesion & Adhesives*, 265–270.
- Salomao, F., Santana, B., Ruiz, E., Grama, M., & Di Mauro, E. (2015). The Influence of a Translucent Fiberglass Post on the Polymerization of Dual Cure Resin Cement Analyzed by Electron Paramagnetic Resonance. *Materials Research*, 1023-1028.
- Shirinzad, M., Ebadi, S., Shokripour, M., & Darabi, M. (2014). An In vitro Evaluation of the Effect of Four Dentin Bonding System on the Bond Strength between Quartz Fiber Post and Composite Core. *J Dent Shiraz Univ Med Sci*, 22-27.
- Silva-Herzog, D., López, A., Galicia, A., & Hernández, M. (2012). Estudio comparativo de dientes restaurados con diferentes sistemas de postes intrarradicaales prefabricados y perno-muñon colado. *Revista de la Asociacion Dental Mexicana*, 69(6), 271-276.
- Simon, F. (2011). Principios de la adhesión de la técnica adhesiva. *Quintessenz Team Journal*, 41(1), 595-600.
- Soares, C., Ribeiro, F., Pereira, J., Araujo, T., & Souza, M. (2008). Influence of airborne-particle abrasion on mechanical properties and bond strength of carbon/ epoxy and glass/ bis-gma fiber-reinforced resin posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 444-445.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migiau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia*, 8(1), 1-17.
- Vano, M., Goracci, C., Monticelli, F., Tognini, F., Gabriele, M., & Tay, F. (2006). The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *International Endodontic Journal*, 39, 31-39.
- Vinay, S., & Shivanna, V. (2010). Comparative evaluation of microleakage of fifth, sixth, and seventh generation dentin bonding agents: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry*, 13(3), 136-140. doi:10.4103/0972-0707.71645

- Wang , Y., Raffaelli, O., Zhang, L., Chen, J., & Ferrari, M. (2007). Effect of different bonding procedures on micro-tensile bond strength between a fiber post an resin-based luting agents. *Journal of Oral Science*, 49(2), 155-160.
- Wang, Y., Zhang, L., Chen, J., Goracci, C., & Ferrari, M. (2008). influence of C-factor on the microtensile bond strength between fiber posts and resin luting agents. *Journal Adhesive Dentistry*, 10(5), 385-391.
- Wrbas, K., Alternburger, M., Schirrmester, J., Bitter, K., & Kielbassa, A. (2007). Effect of Adhesive Resin Cements and Post Surface Silanization on the Bond Strengths of Adhesively Inserted Fiber Posts. *Journal of Endodontic*, 38(3), 840-853.
- Zahra , K., & Reza, T. (2012). Effect of ascorbic acid, ethanol and acetone on adhesion between the treated fiber posts and composite resin cores. *Journal Advantage Prosthodontic*, 184-191.
- Zicari, F., Coutinho, E., Van Meebeek, B., & Naer, I. (2013). Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dental Materials*, 29(4), 45-52.

## **ANEXOS**

**Anexo 1 Carga máxima de fallo-grupo adhesivo convencional (AC)**

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 1	AC	A	X	F	1,983	19,5643
POSTE 1	AC	B	X	F	1,974	19,4755
POSTE 1	AC	C	X	F	1,823	17,9857
POSTE 1	AC	D	F	X	1,910	18,8441
POSTE 1	AC	E	F	X	1,751	17,2754

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 2	AC	A	X	F	1,864	18,3902
POSTE 2	AC	B	X	F	1,532	15,1147
POSTE 2	AC	C	F	X	1,880	18,5481
POSTE 2	AC	D	F	X	1,838	18,1337
POSTE 2	AC	E	X	F	1,825	18,0055

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 3	AC	A	F	X	1,921	18,9526
POSTE 3	AC	B	F	X	1,541	15,2035
POSTE 3	AC	C	F	X	1,724	17,0090
POSTE 3	AC	D	F	X	1,844	18,1929
POSTE 3	AC	E	F	X	1,758	17,3444

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 4	AC	A	F	X	1,753	17,2951
POSTE 4	AC	B	X	F	1,832	18,0745
POSTE 4	AC	C	F	X	1,759	17,3543
POSTE 4	AC	D	X	F	1,643	16,2098
POSTE 4	AC	E	F	X	1,870	18,4494

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 5	AC	A	F	F	1,753	17,2951
POSTE 5	AC	B	X	F	1,623	16,0125
POSTE 5	AC	C	F	X	1,572	15,5094
POSTE 5	AC	D	F	X	1,676	16,5354
POSTE 5	AC	E	F	X	1,724	17,0090

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 6	AC	A	F	X	1,198	11,8195
POSTE 6	AC	B	F	X	1,768	17,4431
POSTE 6	AC	C	F	X	1,676	16,5354
POSTE 6	AC	D	F	X	1,543	15,2232
POSTE 6	AC	E	X	F	1,776	17,5220

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 7	AC	A	F	X	1,868	18,4297
POSTE 7	AC	B	F	X	1,598	15,7659
POSTE 7	AC	C	X	F	1,693	16,7031
POSTE 7	AC	D	F	X	1,543	15,2232
POSTE 7	AC	E	F	X	1,776	17,5220

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 8	AC	A	X	F	1,792	17,6799
POSTE 8	AC	B	X	F	1,752	17,2852
POSTE 8	AC	C	X	F	1,887	18,6171
POSTE 8	AC	D	X	F	1,598	15,7659
POSTE 8	AC	E	F	X	1,826	18,0153

**Anexo 2 Área o superficie de tensión (AC)**

**POSTE 1**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	0,8	40	1,074
B	0,75	0,7	38	1,362
C	0,7	0,9	55	0,900
D	0,7	1	50	1,811
E	0,65	1,2	58	1,209

**POSTE 2**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	0,9	45	1,058
B	0,8	0,8	43	0,962
C	0,75	1,1	55	1,100
D	0,75	0,9	45	1,058
E	0,7	1	40	1,342

**POSTE 3**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	0,8	45	0,940
B	0,75	0,7	45	0,823
C	0,7	0,6	44	1,395
D	0,65	0,9	48	1,171
E	0,6	1	50	1,811

**POSTE 4**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,1	60	1,309
B	0,85	1	58	1,007
C	0,75	0,6	44	1,395
D	0,75	0,6	45	0,805
E	0,65	0,8	50	1,049

**POSTE 5**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1	45	1,175
B	0,8	1,1	55	1,100
C	0,75	0,7	38	1,362
D	0,75	0,8	40	1,074
E	0,7	0,9	45	1,058

**POSTE 6**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1	45	1,175
B	0,85	1	40	1,342
C	0,75	0,9	48	1,171
D	0,65	0,8	40	1,074
E	0,6	1	38	1,374

**POSTE 7**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	0,9	45	1,058
B	0,85	1,1	50	1,192
C	0,75	0,7	40	1,239
D	0,7	0,6	38	1,025
E	0,65	0,9	35	1,102

**POSTE 8**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	0,9	55	0,900
B	0,85	1	45	1,175
C	0,8	0,8	45	0,940
D	0,75	0,9	48	1,171
E	0,6	0,7	43	0,842

**Anexo 3 Carga máxima de fallo-grupo adhesivo universal (AU)**

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
-----------------	-------	------	--------	--------	----	-----

POSTE 1	AU	A	F	X	2,064	20,3634
POSTE 1	AU	B	F	X	2,180	21,5079
POSTE 1	AU	C	X	F	2,846	28,0786
POSTE 1	AU	D	X	F	2,213	21,8335
POSTE 1	AU	E	X	F	1,956	19,2979

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 2	AU	A	F	X	1,963	19,3670
POSTE 2	AU	B	X	F	2,323	22,9187
POSTE 2	AU	C	F	X	3,235	31,9165
POSTE 2	AU	D	F	X	2,352	23,2048
POSTE 2	AU	E	F	X	1,898	18,7257

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 3	AU	A	F	X	1,983	19,5643
POSTE 3	AU	B	F	X	2,866	28,2760
POSTE 3	AU	C	F	X	2,491	24,5762
POSTE 3	AU	D	F	X	1,854	18,2916
POSTE 3	AU	E	F	X	2,120	20,9159

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 4	AU	A	F	X	1,830	18,0548
POSTE 4	AU	B	F	X	1,823	17,9857
POSTE 4	AU	C	F	X	1,862	18,3705
POSTE 4	AU	D	X	F	2,281	22,5043
POSTE 4	AU	E	X	F	2,081	20,5311

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 5	AU	A	X	F	1,951	19,2486
POSTE 5	AU	B	X	F	2,351	23,1950
POSTE 5	AU	C	X	F	1,815	17,9068
POSTE 5	AU	D	F	X	1,943	19,1696
POSTE 5	AU	E	F	X	1,943	19,1696

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 6	AU	A	F	X	2,098	20,6989
POSTE 6	AU	B	F	X	1,994	19,6728
POSTE 6	AU	C	F	X	1,854	18,2916
POSTE 6	AU	D	X	F	1,897	18,7158
POSTE 6	AU	E	F	X	1,923	18,9723

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 7	AU	A	F	X	1,964	19,3768
POSTE 7	AU	B	F	X	2,045	20,1760
POSTE 7	AU	C	F	X	1,956	19,2979
POSTE 7	AU	D	X	F	1,856	18,3113
POSTE 7	AU	E	F	X	1,743	17,1964

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA2
POSTE 8	AU	A	F	X	1,954	19,2782
POSTE 8	AU	B	X	F	1,698	16,7525
POSTE 8	AU	C	F	X	1,757	17,3346
POSTE 8	AU	D	X	F	1,654	16,3184
POSTE 8	AU	E	X	F	1,889	18,6369

#### Anexo 4 Área o superficie adhesiva (AU)

##### POSTE 1

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,1	60	1,209
B	0,8	1	55	1
C	0,75	0,8	50	1,049

D	0,75	0,9	55	0,9
E	0,6	0,7	45	0,823

**POSTE 2**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	0,7	45	0,823
B	0,85	0,9	55	0,9
C	0,85	0,8	44	1,193
D	0,75	0,6	45	0,905
E	0,7	0,8	48	1,041

**POSTE 3**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1	55	1
B	0,85	1,2	60	1,237
C	0,85	1	48	1,302
D	0,75	0,8	45	1,34
E	0,7	0,9	50	1,43

**POSTE 4**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1	48	1,302
B	0,75	1,1	60	1,609
C	0,75	0,9	55	0,9
D	0,65	0,8	50	1,049
E	0,65	0,6	45	0,705

**POSTE 5**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	0,8	45	0,94
B	0,85	0,7	40	0,939
C	0,75	0,7	44	1,244
D	0,7	0,8	45	0,94
E	0,65	0,6	43	0,721

**POSTE 6**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	0,9	45	1,058
B	0,85	1	61	1,035
C	0,75	0,9	44	0,842
D	0,7	0,8	30	0,81
E	0,6	0,7	50	1,268

**POSTE 7**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1	60	1,281
B	0,8	0,9	55	0,9
C	0,8	0,8	48	1,041
D	0,7	0,7	45	0,823
E	0,65	0,9	50	1,23

**POSTE 8**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1	53	1,326
B	0,85	1	50	1,211
C	0,85	0,8	44	1,193
D	0,75	0,8	45	0,94
E	0,75	0,8	45	0,94

**Anexo 5 Carga máxima de fallo-grupo ácido fluorhídrico (AF)**

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG/mm2	MPA
POSTE 1	AF	A	F	X	1,680	16,5749
POSTE 1	AF	B	F	X	1,620	15,9829
POSTE 1	AF	C	F	X	1,570	15,4896
POSTE 1	AF	D	X	F	1,660	16,3776
POSTE 1	AF	E	F	X	1,780	17,5615



UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 2	AF	A	F	X	1,562	15,4107
POSTE 2	AF	B	X	F	1,451	14,3156
POSTE 2	AF	C	X	F	1,580	15,5883
POSTE 2	AF	D	X	F	1,690	16,6735
POSTE 2	AF	E	F	X	1,672	16,4960

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	F	AREA 2	KG	MPA
POSTE 3	AF	A	F	X	1,580	15,5883
POSTE 3	AF	B	F	X	1,692	16,6933
POSTE 3	AF	C	F	X	1,540	15,1936
POSTE 3	AF	D	X	F	1,663	16,4072
POSTE 3	AF	E	X	F	1,652	16,2986

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 4	AF	A	X	F	1,540	15,1936
POSTE 4	AF	B	X	F	1,670	16,4762
POSTE 4	AF	C	X	F	1,465	14,4537
POSTE 4	AF	D	X	F	1,452	14,3254
POSTE 4	AF	E	X	F	1,762	17,3839

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 5	AF	A	X	F	1,463	14,4340
POSTE 5	AF	B	F	X	1,672	16,4960
POSTE 5	AF	C	X	F	1,481	14,6115
POSTE 5	AF	D	F	X	1,452	14,3254
POSTE 5	AF	E	X	F	1,384	13,6545

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 6	AF	A	X	F	1,587	15,6573
POSTE 6	AF	B	X	F	1,652	16,2986
POSTE 6	AF	C	X	F	1,634	16,1210
POSTE 6	AF	D	F	X	1,469	14,4932
POSTE 6	AF	E	X	F	1,475	14,5524

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 7	AF	A	F	X	1,453	14,3353
POSTE 7	AF	B	X	F	1,532	15,1147
POSTE 7	AF	C	F	X	1,423	14,0393
POSTE 7	AF	D	F	X	1,356	13,3783
POSTE 7	AF	E	F	X	1,378	13,5953

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MPA
POSTE 8	AF	A	X	F	1,632	16,1013
POSTE 8	AF	B	X	F	1,565	15,4403
POSTE 8	AF	C	F	X	1,692	16,6933
POSTE 8	AF	D	F	X	1,582	15,6080
POSTE 8	AF	E	F	X	1,693	16,7031

## Anexo 6 Área o superficie adhesiva (AF)

### POSTE 1

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,2	60	1,237
B	0,85	1,1	55	1,100
C	0,75	0,6	44	1,895
D	0,75	0,6	45	1,705
E	0,7	0,9	48	1,171

### POSTE 2

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,1	48	1,332
B	0,75	1,1	50	1,192
C	0,75	0,8	43	1,262
D	0,7	0,9	45	1,058
E	0,65	1	45	1,175

**POSTE 3**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1	53	1,326
B	0,85	1	50	1,211
C	0,75	0,6	44	1,295
D	0,7	0,8	45	0,940
E	0,65	0,7	43	0,842

**POSTE 4**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,1	48	1,432
B	0,8	1	45	1,175
C	0,8	0,9	45	1,058
D	0,75	0,8	44	1,193
E	0,7	0,9	43	1,082

**POSTE 5**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	0,9	55	0,900
B	0,85	0,7	48	0,911
C	0,8	1	45	1,175
D	0,8	0,8	44	1,193
E	0,75	0,8	43	0,962

**POSTE 6**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1	55	1,000
B	0,85	1	58	1,007
C	0,75	0,9	48	1,171
D	0,7	0,75	45	0,881
E	0,65	0,7	45	0,823

**POSTE 7**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	0,9	48	1,171
B	0,85	0,8	45	0,940
C	0,75	0,7	44	1,544
D	0,7	0,65	40	0,872
E	0,65	0,6	38	2,025

**POSTE 8**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,8	1,1	60	3,609
B	0,67	1,1	60	3,609
C	0,7	1	55	1,000
D	0,65	0,8	58	0,806
E	0,6	0,7	45	0,823

**Anexo 7 Carga máxima de fallo-grupo peróxido de hidrógeno (PH)**

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 1	PH	A	F	X	0,744	7,3403
POSTE 1	PH	B	F	X	0,726	7,1627
POSTE 1	PH	C	X	F	0,876	8,6426
POSTE 1	PH	D	F	X	0,921	9,0866
POSTE 1	PH	E	F	X	0,856	8,4453

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
-----------------	-------	------	--------	--------	----	-----

POSTE 2	PH	A	X	F	0,533	5,2586
POSTE 2	PH	B	X	F	0,860	8,4848
POSTE 2	PH	C	X	F	0,977	9,6391
POSTE 2	PH	D	F	X	1,040	10,2606
POSTE 2	PH	E	F	X	0,777	7,6659

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 3	PH	A	F	X	0,983	9,6983
POSTE 3	PH	B	F	X	0,733	7,2318
POSTE 3	PH	C	F	X	1,113	10,9809
POSTE 3	PH	D	F	X	1,005	9,9153
POSTE 3	PH	E	F	X	0,559	5,5151

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 4	PH	A	F	X	1,033	10,1916
POSTE 4	PH	B	F	X	0,964	9,5108
POSTE 4	PH	C	X	F	0,648	6,3932
POSTE 4	PH	D	X	F	0,884	8,7215
POSTE 4	PH	E	X	F	0,639	6,3044

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 5	PH	A	F	X	0,901	8,8893
POSTE 5	PH	B	X	F	0,849	8,3762
POSTE 5	PH	C	F	X	0,654	6,4524
POSTE 5	PH	D	F	X	0,701	6,9161
POSTE 5	PH	E	F	X	0,589	5,8111

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 6	PH	A	F	X	0,975	9,6194
POSTE 6	PH	B	F	X	0,827	8,1592
POSTE 6	PH	C	F	X	0,582	5,7420
POSTE 6	PH	D	X	F	0,643	6,3438
POSTE 6	PH	E	X	F	0,645	6,3636

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 7	PH	A	X	F	0,823	8,1197
POSTE 7	PH	B	X	F	0,736	7,2614
POSTE 7	PH	C	X	F	0,581	5,7321
POSTE 7	PH	D	F	X	0,744	7,3403
POSTE 7	PH	E	X	F	0,522	5,1501

UNIDAD MUESTRAL	GRUPO	VIGA	AREA 1	AREA 2	KG	MGP
POSTE 8	PH	A	X	F	0,931	9,1852
POSTE 8	PH	B	X	F	0,856	8,4453
POSTE 8	PH	C	X	F	0,812	8,0112
POSTE 8	PH	D	F	X	0,727	7,1726
POSTE 8	PH	E	F	X	0,658	6,4918

Área o superficie adhesiva (PH)

#### POSTE 1

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,8	1,1	48	1,432
B	0,75	0,9	50	1,430
C	0,6	0,6	44	1,295
D	0,6	0,6	30	0,907
E	0,6	0,85	51	1,268

#### POSTE 2

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1,2	58	1,209
B	0,85	1,1	61	1,139
C	0,7	0,7	44	1,244
D	0,6	0,6	38	1,225
E	0,6	0,9	50	1,130

**POSTE 3**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,1	55	1,100
B	0,75	1,1	50	1,192
C	0,7	0,9	51	1,343
D	0,7	0,8	48	1,041
E	0,65	0,7	45	0,923

**POSTE 4**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,8	1	51	1,492
B	0,8	1,1	50	1,192
C	0,7	0,8	44	1,193
D	0,6	0,7	45	0,823
E	0,6	0,6	48	0,881

**POSTE 5**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1,2	50	0,900
B	0,8	0,9	55	0,842
C	0,7	0,7	43	0,705
D	0,7	0,6	45	1,106
E	0,65	0,5	50	0,784

**POSTE 6**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,85	1,1	50	4,192
B	0,8	0,9	47	7,283
C	0,7	0,8	45	0,940
D	0,65	0,6	44	3,895
E	0,6	0,6	45	0,705

**POSTE 7**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,8	1	57	2,293
B	0,75	0,8	48	1,041
C	0,7	0,8	50	3,049
D	0,6	0,6	45	0,705
E	0,6	0,6	45	0,705

**POSTE 8**

VIGA	RADIO MM	LONGITUD MM	ANGULO °	SUPERFICIE ADHESIVA
A	0,9	1,1	48	-1,432
B	0,85	0,8	45	0,940
C	0,75	0,7	44	3,544
D	0,7	0,7	45	0,823
E	0,65	0,6	43	0,721

Resistencia a la tracción (RT)-GRUPOS (AC) (AU) (AF) (PH)

**POSTE 1**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	18,222	15,643	14,210	5,127
B	18,246	21,503	14,526	2,088
C	19,979	19,209	20,457	5,255
D	14,944	24,253	23,226	4,963
E	14,294	23,458	14,991	6,659

**POSTE 2**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	17,387	23,542	10,763	4,351
B	15,715	25,459	13,415	7,452
C	16,858	20,706	16,207	5,244
D	17,144	32,908	15,764	5,068
E	13,416	17,983	14,036	2,235

**POSTE 3**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	20,159	19,559	16,172	8,814
B	18,481	17,182	14,380	1,725
C	10,502	18,881	15,448	8,177
D	15,530	19,455	17,451	9,522
E	14,551	16,098	19,367	6,704

**POSTE 4**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	14,792	11,871	10,611	6,831
B	17,946	19,984	14,020	2,269
C	10,512	20,407	13,665	5,141
D	22,988	17,381	10,317	10,602
E	16,051	29,117	16,066	8,072

**POSTE 5**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	14,716	20,473	16,034	1,944
B	14,553	24,690	18,104	9,305
C	16,566	20,453	12,433	7,667
D	15,401	20,389	10,317	9,808
E	16,081	26,575	14,197	3,049

**POSTE 6**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	10,057	19,570	15,654	2,294
B	12,997	19,006	16,182	1,120
C	14,115	10,360	13,761	6,107
D	14,179	23,115	16,443	5,187
E	15,193	17,111	17,689	9,025

**POSTE 7**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	17,424	19,906	12,237	3,542
B	13,761	22,412	16,076	6,973
C	17,780	18,532	10,355	1,880
D	17,519	22,259	15,336	10,410
E	18,336	19,013	6,715	7,304

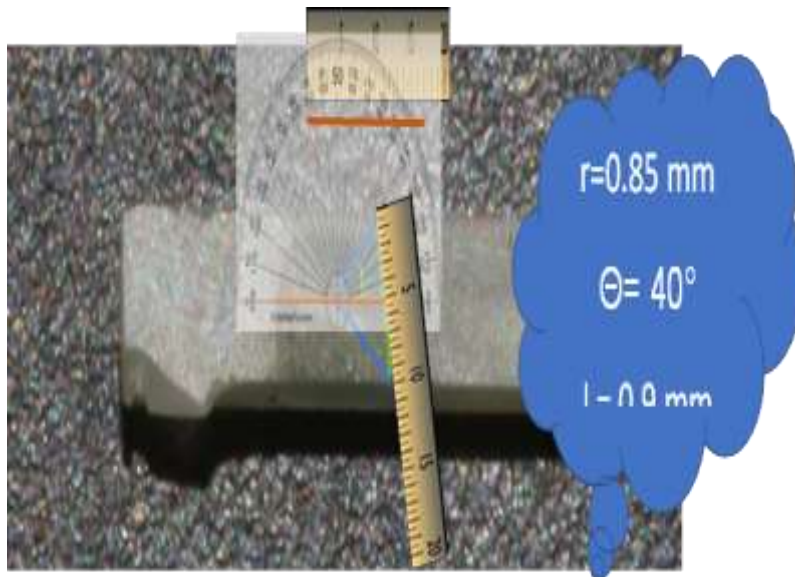
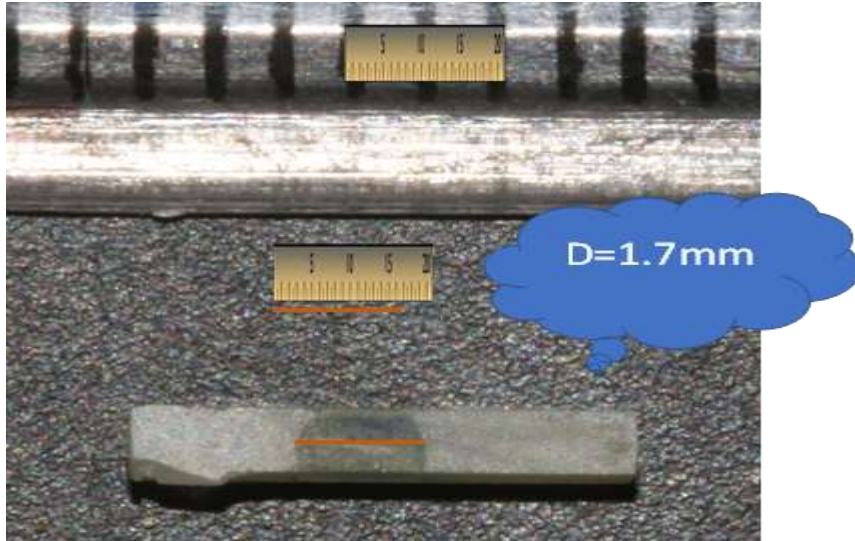
**POSTE 8**

VIGA	RT (AC)	RT (AU)	RT (AF)	RT (PH)
A	19,639	17,633	14,462	6,415
B	14,708	14,395	14,279	8,983
C	19,802	19,384	16,689	5,203
D	13,458	17,357	19,371	8,719
E	20,407	19,823	20,304	9,000

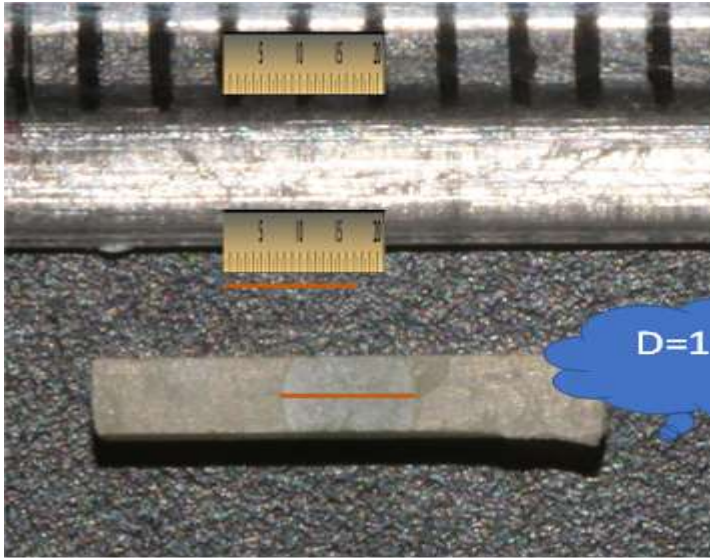
Anexo 8 Área o superficie adhesiva

# Viga

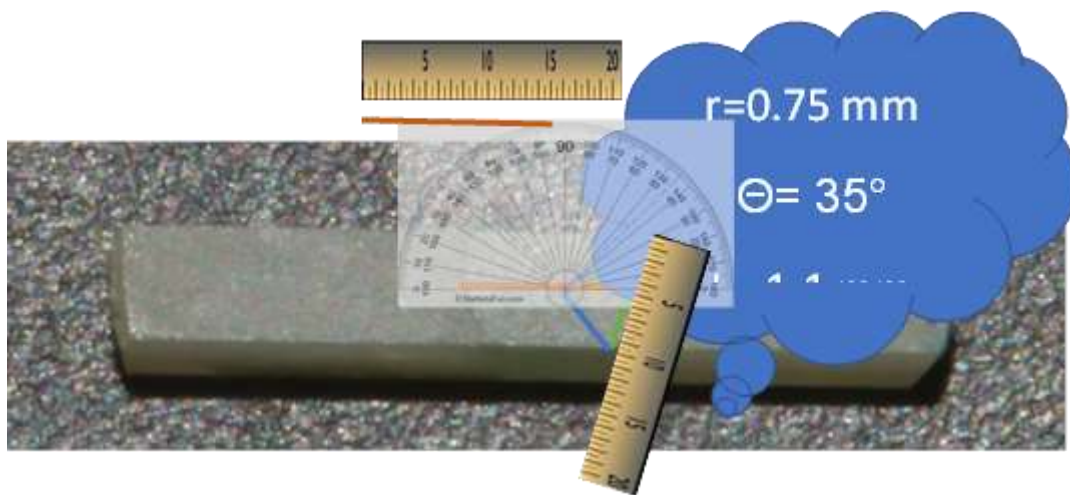
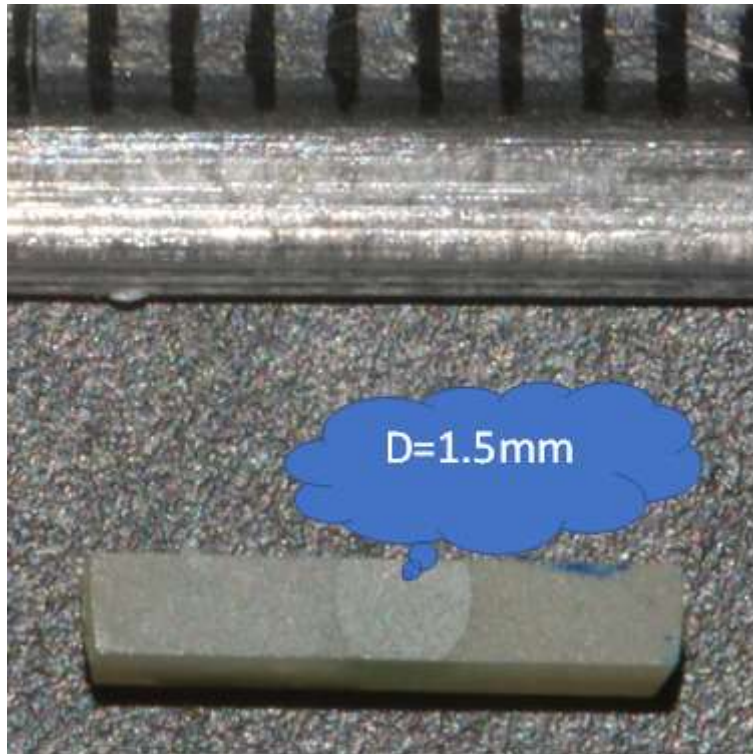
## Ejemplo 1:



Ejemplo 2:

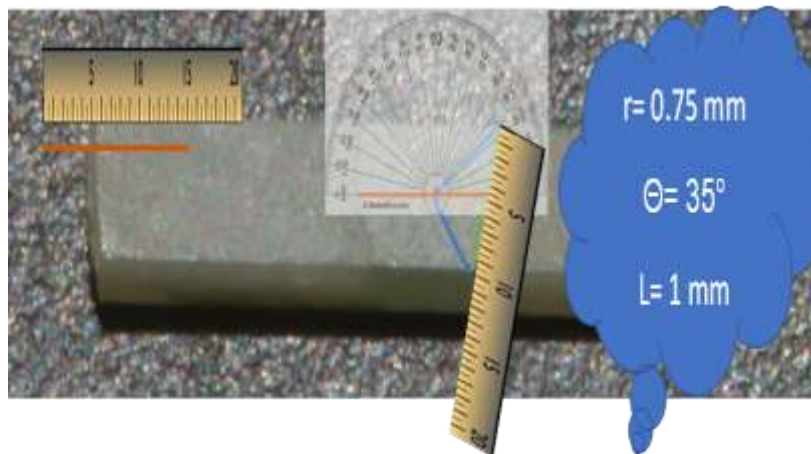
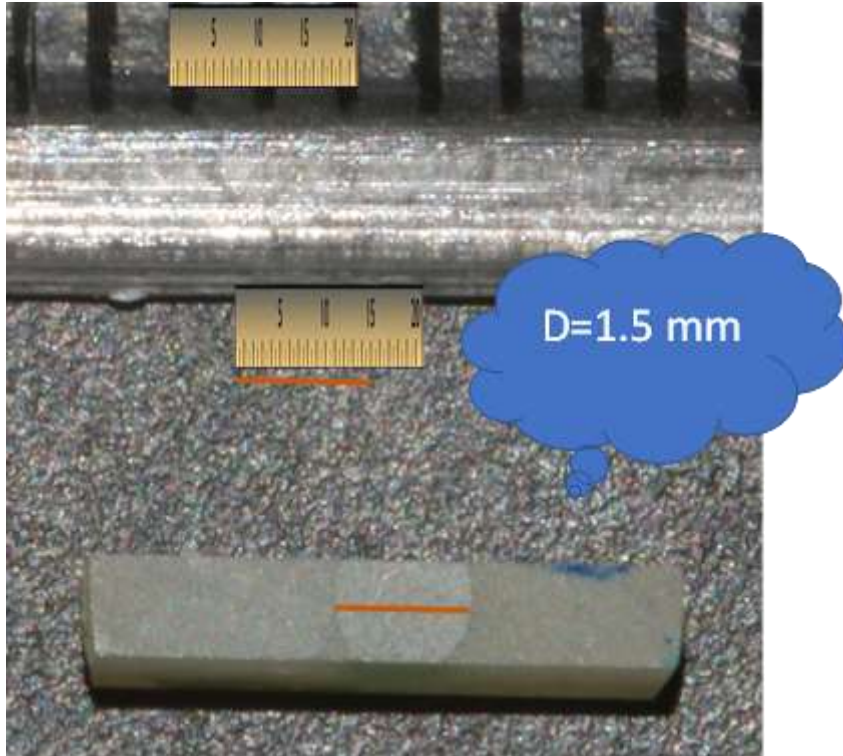


### Ejemplo 3

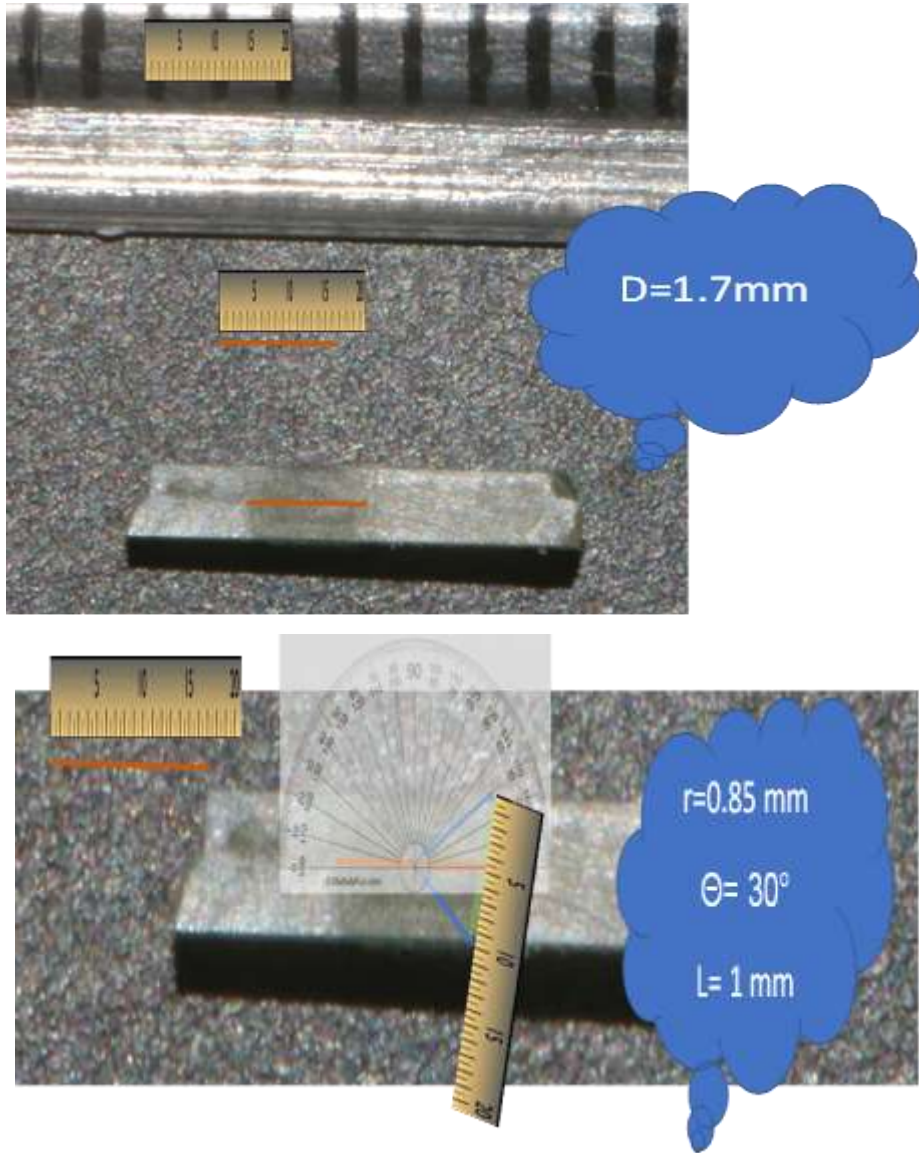




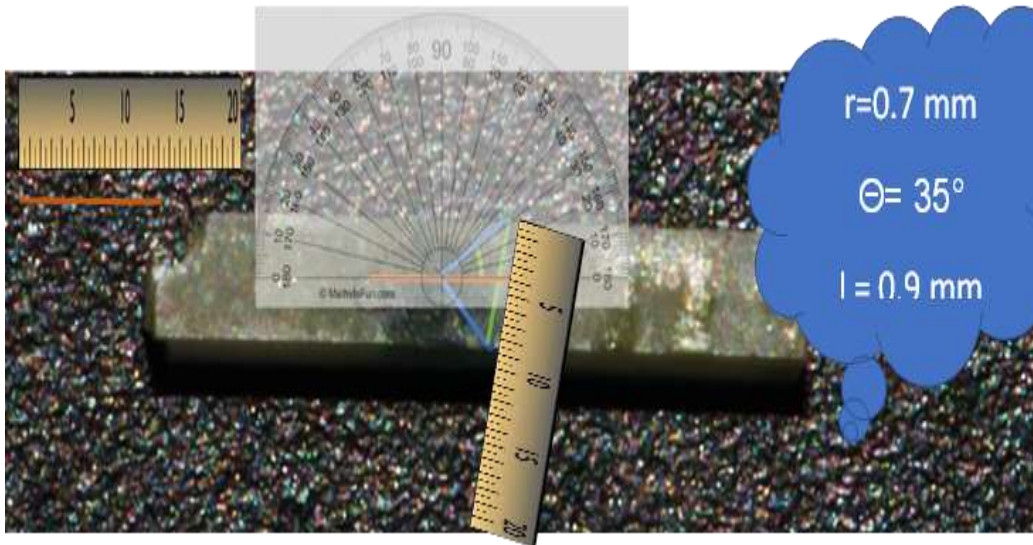
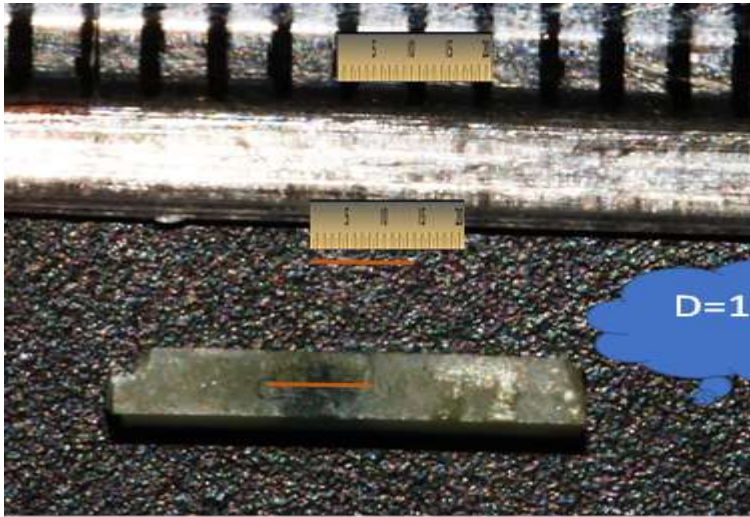
# Ejemplo 4



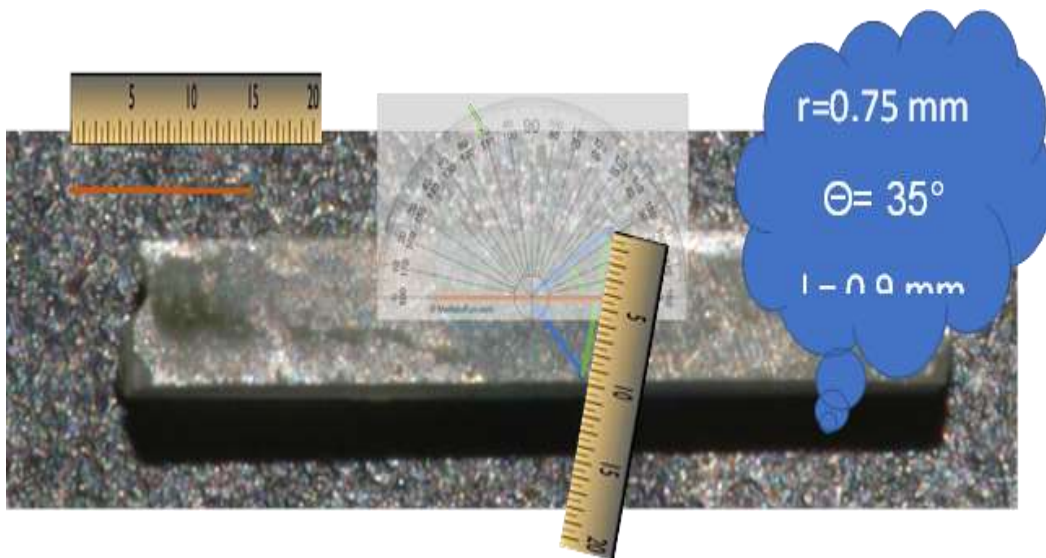
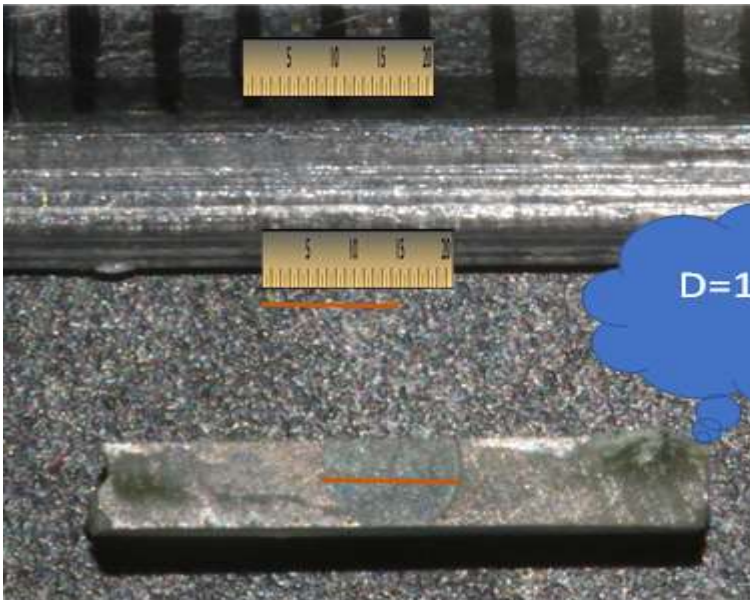
## Ejemplo 5



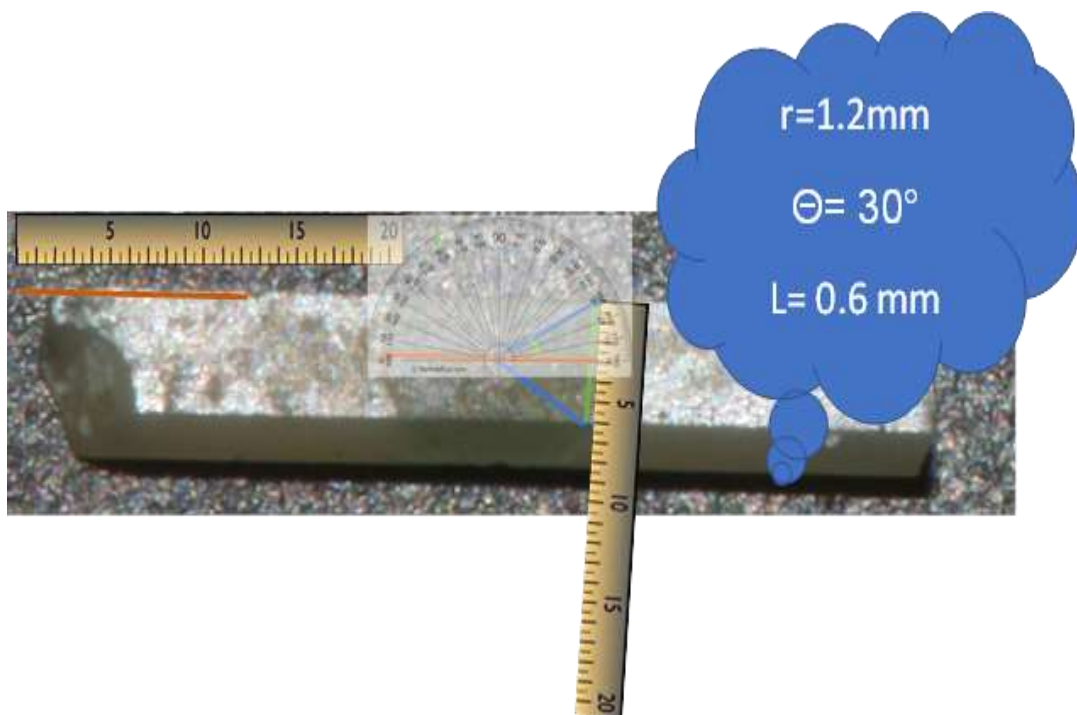
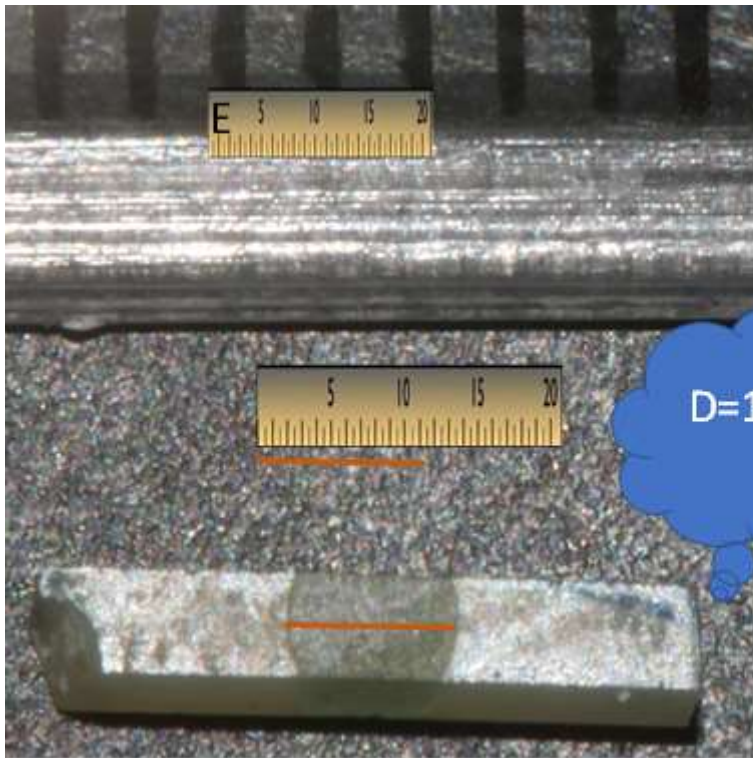
## Ejemplo 6



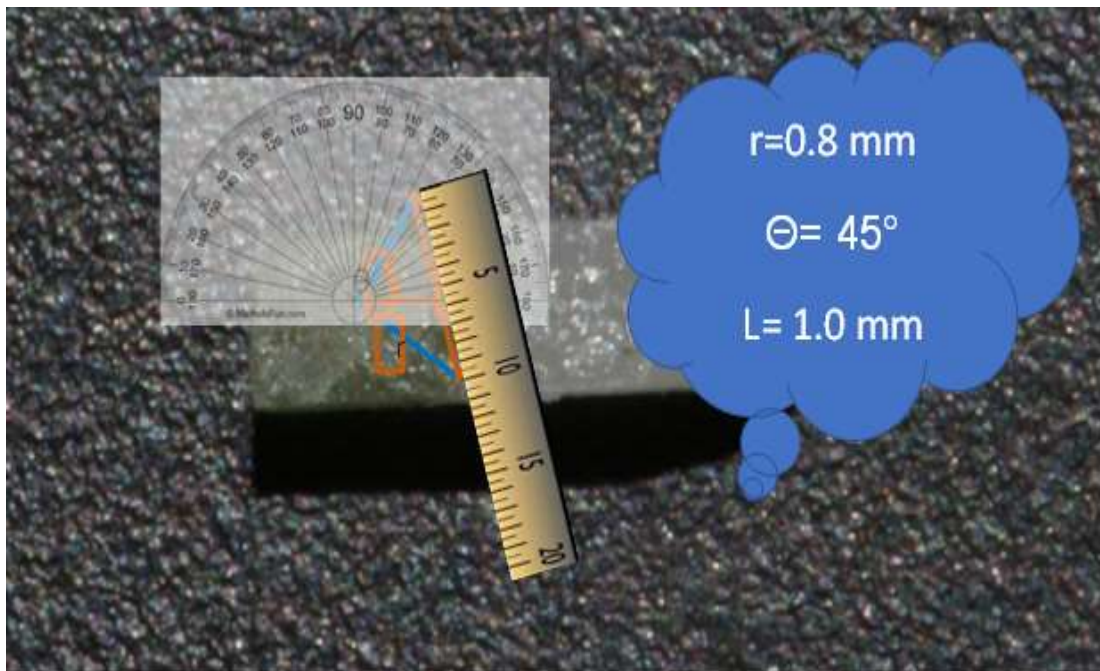
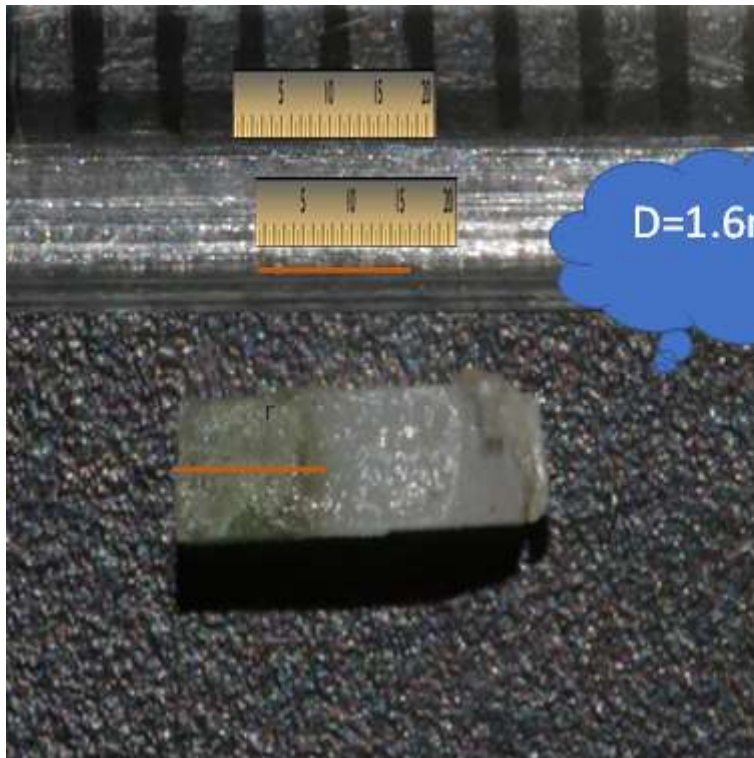
### Ejemplo 7



# Ejemplo 8



### Ejemplo 9



# Ejemplo 10

