

Universidad  
**Federico**  
Vicerrectorado de  
**INVESTIGACIÓN**

## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**EFECTO DE LA TERAPIA FOTODINÁMICA EN LA RESISTENCIA  
ADHESIVA EN DENTINA UTILIZANDO GRABADO TOTAL Y RESINAS  
NANO PARTICULADAS. IN VITRO**

*Línea de investigación: Biomateriales*

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

### **AUTOR**

Bach. Espino Puma Roxana

### **ASESOR**

Mg. Medina y Mendoza, Julia Elbia

### **JURADO**

Dr. Mendoza Murillo, Paul Orestes

Mg. Manrique Guzmán, Jorge Adalberto

Mg. Gómez Cortez, Pedro Luis

**LIMA – PERÚ**

**2020**

### **Agradecimiento**

A mi asesora Mg. Medina y Mendoza, Julia Elbia agradecerle por cada detalle y momento dedicado para aclarar cualquier tipo de duda .

Al Mg. C.D. Jimenez sanchez, Sergio quien amablemente acepto ayudar en el manejo y acto procedimental con el equipo láser para la realizacion del presente trabajo.

Al Ing. Robert Eusebio, quien me permitió el uso de su laboratorio para realizar la tracción y el seccionado de las piezas dentales.

### **Dedicatoria**

A Dios, me permites sonreír ante todos mis logros que son resultado de tu ayuda, gracias por la fuerza y voluntad para desarrollar esta investigación .

A mis padres por ser los principales promotores de mis sueños, gracias a ellos por cada día confiar y creer en mí y en mis expectativas.

A todas las personas que me apoyaron y han hecho que el trabajo se realice con éxito.

## Índice

Resumen

Abstract

I. Introducción.....	1
1.1 Descripción y formulación del problema.....	2
1.2 Antecedentes .....	3
1.3 Objetivos .....	8
- Objetivo General.....	8
- Objetivos Específicos .....	8
1.4 Justificación .....	9
1.5 Hipótesis .....	9
II. Marco teórico .....	10
2.1 Bases teóricas sobre el tema de investigación .....	10
III. Método .....	36
3.1 Tipo de investigación.....	36
3.2 Ámbito temporal y espacial .....	36
3.3 Variables .....	36
3.4 Población y muestra.....	38
3.5 Instrumentos.....	39
3.6 Procedimientos.....	39

3.7 Análisis de datos .....	42
3.8 Consideraciones éticas .....	42
IV. Resultados.....	43
V. Discusión de resultados.....	47
VI. Conclusiones.....	50
VII. Recomendaciones.....	51
VIII. Referencias.....	52
IX. Anexo.....	59
ANEXO 1: ISO /TS 11405:2015 .....	59
ANEXO 2: Extracción de dientes bovino,lavado con abundante agua .....	67
ANEXO 3: Se cortó el diente cerca unión cemento-esmalte a 5mm de la corona clínica .....	68
ANEXO 4:Estirpación de la pulpa y colocación de resina fluida.....	69
ANEXO 5: Colocación de las piezas en base silicona pesada y distribución de los grupos ....	69
ANEXO 6: Colocación de Scotchbond Etchant y Adper Single Bong 2 .....	70
ANEXO 7: Colocación de la resina Z350 3M ESPE para los grupos .....	72
ANEXO 8 :Aplicación azul de metileno 0.05%+ Therapy XT 9J,660nm , colocación grabdo acido, adhesivo ,resina. ....	73
ANEXO 9: Corte y prueba de tracción de las muestras.....	74
ANEXO 10:Resultados.- Ensayo de tracción .....	75
ANEXO 11:Carta de presentación en clinica de operatoria .....	76

ANEXO 12: Carta de presentación al High Technology.....	77
ANEXO 13: Matriz de consistencia .....	78
ANEXO 14: Cuadro de registro de materiales utilizados.....	79
ANEXO 15: Prueba de Normalidad Shapiro-Wilk.....	80

## Resumen

La presente investigación tuvo como objetivo indentificar el efecto de la terapia fotodinámica en la resistencia a la tracción en dentina bovina utilizando adhesivo grabado total y resina nanoparticuladas, el tamaño de la muestra se determinó bajo los criterios de ISO/TS-11405:2015, se utilizaron 8 piezas dentarias de bovino los cuales fueron divididos en dos grupos de 16 especímenes cada uno, G1: Ácido fosfórico 37%, Adper Single Bond 2, Filtek Z350 sin terapia fotodinámica (grupo control), G2: con terapia fotodinámica (se colocó Azul de metileno luego se aplicó láser de baja 660 nm, se aplicó ácido fosfórico 37%, Single Bond 2, luego se colocó resina Filtek Z350 con una matriz de tamaño 4mm x 6mm y se fotopolimerizó (grupo experimental), todo esto se realizó de acuerdo con las indicaciones del fabricante. Después se realizó el corte para obtener especímenes que fueron traccionados mediante la máquina de ensayo universal CMT-5L. Los valores obtenidos se colocaron en excel para luego ser analizarlos con el programa estadístico Stata V15 luego fueron analizados con la prueba de normalidad (Shapiro Wilk) para determinar si existe distribución normal, los resultados obtenidos nos muestra que no hay diferencia estadísticamente significativa en los valores de resistencia a la tracción en comparación con el grupo control y grupo experimental ( $p > 0.05$ ). En conclusión, al aplicar la terapia fotodinámica antes de utilizar el sistema adhesivo grabado total y resina nanoparticulada no afecta en la resistencia a la tracción en dentina.

Palabras claves: Terapia fotodinámica, resistencia adhesiva, dentina, sistema adhesivo grabado total.

## **Abstract**

The objective of this research was to identify the effect of photodynamic therapy on tensile strength in bovine dentin using total etched adhesive and nanoparticulate resin, the sample size was determined under the criteria of ISO / TS-11405: 2015, used 8 bovine teeth which were divided into two groups of 16 specimens each, G1: phosphoric acid 37%, Adper Single Bond 2, Filtek Z350 without photodynamic therapy (control group), G2: with photodynamic therapy (Blue was placed of methylene then a low 660 nm laser was applied, 37% phosphoric acid, Adper Single Bond 2 was applied, then Filtek Z350 resin was placed with a 4mm x 6mm size matrix and photopolymerized (experimental group), all this was done in according to the manufacturer's instructions. Afterwards, the cut was made to obtain specimens that were tractioned using the universal testing machine CMT-5L. The values obtained were placed in exc To then be analyzed with the statistical program Stata V15, then they were analyzed with the normality test (Shapiro Wilk) to determine if there is normal disturbance, the results obtained show us that there is no statistically significant difference in the values of tensile strength in comparison with the control group and experimental group ( $p > 0.05$ ). In conclusion, applying photodynamic therapy before using the total etched adhesive system and nanoparticulate resin does not affect the tensile strength in dentin.

**Keywords:** Photodynamic therapy, adhesive resistance, dentin, total etched adhesive system.



## I. Introducción

En los recientes años la Odontología restauradora ha sido alcanzar la unión del tejido dentinario con los adhesivos y sistemas de resina las cuales las resinas han mejorado sus propiedades de flexión, pulido, estética y fuerza adhesiva, pero para que ocurra el éxito de unión adhesivo depende de la química del adhesivo y de su manipulación clínica adecuado del material lo que conlleva a la perdurabilidad de la restauración (Martinez *et al.*,2017).

Hay estudios realizados como , Bernal (2016) que demuestras que la utilización de la terapia fotodinámica es una buena alternativa para la desenfocalización de la cavidad dental y también no afecta en la resistencia adhesivay así conllevando a una buena permanencia de las restauraciones dentales futuras en la cavidad oral.

A la par de estas mejoras, los sistemas adhesivos grabado total han consentido optimizar los tratamientos clinicos tanto en el progreso de los componentes y su conjunto de acción, ofreciendo una efectividad en el consultorio , reduciendo la microfiltración que evitaría la aparición de caries recidivante (Mandri, Aguirre y Zamudio, 2015).

No obstante a pesar de los grandes avances en sistemas adhesivo pueden ocurrir factores que pueden alterar la dentina como por ejemplo,su composición química de alto contenido orgánico y agua , eliminación del barrillo dentinario , la viabilidad de ciertos tejidos dentales que hace disminución en la resistencia de adhesión entre material restaurador y tejido dentario lo que conllevaría a un fracaso (Castillejos, Sáez, Álvarez y Herrera, 2014; Ruan, Gomes, Uribe y Mongruel, 2006).

La metodología de estudio de este trabajo será de tipo experimental, prospectivo, transversal e in vitro, el tamaño de la muestra se determinó bajo los criterios de ISO/TS-

11405:2015 la cual nos indicó que cantidad de muestras se utilizó y el manejo y adecuado de cada una de ellas para el procedimiento.

## **1.1 Descripción y formulación del problema**

En los últimos años, una nueva alternativa basada en la utilización de terapia fotodinámica se viene utilizando, con el propósito de mejorar el acondicionamiento de la estructura dentaria. Esta terapia utiliza luz visible para eliminar microorganismos patógenos con la ayuda de un agente fotosensibilizador (Nonell, Semino y Sagristá, 2015).

Al contrario, Maenosono *et al.* (2015) considera que los resultados no son definitivos puesto que diferentes investigaciones discrepan en la utilización de la terapia fotodinámica. Este estudio evaluó el efecto de la irradiación con láser a través de pruebas de resistencia de enlace microtensile la cual en los resultados sugieren que es una técnica prometedora para lograr un mejor rendimiento de los sistemas adhesivos en la dentina.

Por otro lado, el láser penetra profundamente en el tejido blando y no interactúa con el tejido duro, se limita a causar calor que puede variar la fase cristalina de estructura dental ya que su mecanismo primordial es fototérmica (Borzabadi, 2017; Derlkvand, Ghasemi, Moharami, Shafiei y Chiniforush, 2017; Gholan, Fekrazad, Nejad y Kalhori, 2011).

Chiniforush *et al.* (2016) El láser elimina la capa de barrillo y escombros, obstruye los túbulos dentinarios y crean una área anormal en la estructura de la dentina que varían sus propiedades mecánicas y logran implicar el sello proporcionado por el material restaurador (Kiomarsi, Arjmand, Kharrazi y Chiniforush, 2018).

El proposito de mejorar el acondicionamiento de la estructura dentaria. Esta terapia utiliza luz visible para eliminar microorganismos patógenos con la ayuda de un agente fotosensibilizador (Nonell, Semino y Sagristá, 2015).

fotosensibilizadores, entre ellos están fenotiazina (azul de metileno y azul de toluidina) estos corresponden desempeñar tipologías foto-físicas, químicas, biológicas (no debe ser tóxico, rápida eliminación de tejidos) (Sahm, Schwarz, Aoki y Becker, 2011).

Los estudios realizados sobre la eficacia del láser no ha confirmado decisivamente el rol del uso de esta sobre los tejidos dentarios específicamente de la fuerza de adhesión de los materiales.

Por lo descrito anteriormente nos formamos la siguiente pregunta:

¿Cuál es el efecto de la terapia fotodinámica sobre la resistencia adhesiva en dentina manipulando adhesivo grabado total y resina nano particuladas?

## **1.2 Antecedentes**

Bernal (2016) en Sao Paulo, valoración de la resistencia adhesiva a la dentina con terapia fotodinámica (PDT) en diente bovino. Objetivo de este estudio in vitro era evaluar resistencia de la unión con la prueba de micro-tracción de dos sistemas adhesivos en dentina bovina después del tratamiento con la terapia fotodinámica (láser rojo 660nm y LED nanómetro). Para este propósito, se obtuvieron de sesenta incisivos centrales completos colocados en disco dentina, se dividieron en seis grupos  $n = (10)$  para el ensayo de resistencia micro unión Grupo1: Single Bond universal 3M sin (PDT), Grupo2: (PDT) con láser + Single Bond universal 3M, Grupo3: (PDT) con LED + Single Bond universal 3M; Grupo4: Adper Single Bond 2 sin (PDT);

Grupo5: (PDT) con láser + Adper Single Bond 2 Grupo6: (PDT) con LED + Adper Single Bond 2. En cada muestra, los cilindros 03 hechos de resina compuesta se presentaron a la evaluación de la prueba de resistencia a micro-tracción (1 mm / min); después del almacenamiento en saliva artificial durante 24 horas. Después de este ensayo, las muestras fueron tomadas en la lupa estereoscópica para el análisis del patrón de fractura. Los resultados se tabularon y se sometieron a dos factores prueba ANOVA (tratamiento y adhesivo) y Tukey utilizando el nivel de significación de 5%. En cuanto a la resistencia de la unión, no era la diferencia significativa entre los 6 grupos analizados. Conclusión : no hay alteración en la fuerza de adhesión de la resina en la dentina sana después del tratamiento de terapia fotodinámica.

Garcia, Fadunges, Shinohara, Kuga y Ramos (2018) en Sao Paulo, el objetivo fue valorar los resultados de la Terapia Fotodinámica (PDT) en la interfaz adhesivo entre los diferentes sistemas de post cementación de fibra de vidrio y la dentina usando un cemento de auto-adhesivo de resina (RelyX U200) o un cemento de ionómero de vidrio (Gold Label 1).Método: Cuarenta raíces caninos humanos fueron endodónticamente tratados y preparado para la post cementación fibra vidrio. Los raíces fueron divididos en cuatro grupos (n = 10), de acuerdo con el uso PDT y cementación protocolo, como sigue: G1- RelyX U200; G2: Gold Label 1; G3: PDT + RelyX U200; y G4: PDT + Gold Label 1. Después, las raíces estaban en sección transversal y especímenes de la se obtuvieron tercios cervicales, medio y apical del espacio post y sometidos a la pulsador prueba a cabo. Después de eso, la penetrabilidad dentinal del protocolo de cementación se evaluó utilizando láser microscopía con focal. Resultados: No existe diferencias significativas en los valores de resistencia de unión entre la grupos en todos los tercios ( $P > 0,05$ ). G2 y G4 presentan menor capacidad de penetración de la dentina que el los otros grupos, sólo en el tercio cervical ( $P < 0,05$ ). Conclusión: La terapia fotodinámica no afecta en la

interface de unión entre la raíz sistemas de cementación de dentina y post fibra tanto en RelyX U200 y Gold Label 1, que eran similares entre sí.

Rezende *et al.* (2018) en Sao Paulo, realizaron un estudio: Esta investigación tiene como fin estimar las consecuencias de la terapia fotodinámica (PDT) en la fuerza de adherencia y penetrabilidad dentinal de los protocolos de cementación utilizando cemento de resina convencional (Relax ARC; 3M ESPE, Set Paul, MN) o autoadhesiva (Relax U200, 3M ESPE). Métodos: Cuarenta raíces caninos humanos fueron tratados endodónticamente y preparado para un puesto de fibras. Las raíces fueron divididos en 4 grupos de acuerdo con el protocolo de la cementación y el uso PDT: cemento convencional (CC), Relax ARC; auto-adhesivo de cemento (SAC), cemento Relax U200; PDT / CC, PDT + Relax ARC; y el PDT / SAC, PDT + Relax U200. Después de la cementación de los postes de fibra, las raíces se seccionaron y luego especímenes de la cervical, medio, y se obtuvieron tercios apicales del espacio protésico. Las muestras fueron sometidas a la prueba pus hout y evaluación penetración dentinal del protocolo de cementación usando láser microscopía con focal. Resultados: PDT / CC presenta la fuerza de adhesión a la dentina radicular más bajo en el tercio cervical ( $P < .05$ ). En los tercios medio y apical, todos los grupos presentaron una resistencia de unión similar ( $P > .05$ ). PDT / CC presenta la penetración dentinal más bajo del sistema de adhesivo en los tercios cervicales y apical ( $P < .05$ ). Conclusiones: PDT presenta efectos negativos sobre la resistencia de la unión a la dentina en el tercio cervical después de la cementación utilizando RelyX ARC y en la penetrabilidad dentinal del sistema adhesivo etch-and-enjuague en el cervical y apical tercios del espacio protésico.

Gambin, Signor y Grando (2019) Realizó un estudio de Terapia fotodinámica como adyuvante para el tratamiento endodóntico. Objetivo: presentar y discutir, a través del informe de

un caso de tratamiento endodóntico, el uso de la terapia fotodinámica como un aliado contra las bacterias persistentes después de la preparación del canal químico-mecánico. Material y Metodo: un paciente de 40 años se diagnosticado con periodontitis apical aguda en el diente # 22, el tratamiento endodóntico se realizó con el sistema ProTaper® Universal (Dentsply), técnica híbrida, irrigación con hipoclorito de sodio al 2.5% y agitación ultrasónica asociada; y el elemento fue instrumentado y secado. Luego se aplicó la terapia fotodinámica: se aplicó el colorante azul de metileno al 0,005% al canal seco durante 5 minutos, seguido de un láser rojo durante 180 segundos, totalizando 18J (láser portátil DUO-MMO®). Después, nueva irrigación de NaOCl y luego EDTA al 17%, con agitación ultrasónica de un minuto, seguido de NaOCl al 2.5%, para obtener la neutralización del medio. Después del secado del canal, la obturación se realizó con un solo cono F3 (ProTaper® Universal) y cementación con AH Plus®. Falta resultados Conclusión: La terapia fotodinámica es un método rápido y fácil que ha surgido como un complemento del tratamiento endodóntico, y está indicado para la eliminación de microorganismos persistentes después de la preparación químico-mecánica del conducto radicular.

Cruz y Vásquez (2017) en México realizaron, una investigación: Resistencia adhesiva a la micro tracción manejando adhesivo de grabado total y autograbante con y sin Hipoclorito de sodio (NaClO) en dentina. Objetivo: fue evaluar fuerza adhesiva a la microtracción manejando adhesivo de grabado total y autograbante, metiendo la desproteinización con NaOCl al 5.25% en dentina y confrontar sus resultados .Material y Método: La muestra fue de 31 molares seccionados mesiodistalmente y vestibulolingual obteniendo ciento veinticuatro prototipos, se suspendieron en acrílico, alisaron y ubicaron en congelación a 36 oC durante 48 horas; fueron catalogados en grupos A: Prime & Bond NT, grupoB: NaOCl + Prime & Bond NT, grupo

C:NaOCl + Xeno® IV y grupo D: Xeno® IV; se fotoactivó un cilindro de resina compuesta ESTHET-X HD de Dentsply, se colocó por veinticuatro horas en horno Felisa con 100 x 100 de humedad, después se experimentaron en la aparato INSTRON a una rapidez de 1 mm/min. Se lograron las consecuentes medias, grupos: A: (6.26), B:( 7.71), C: (12.03) y D: (15.06) MPa. Para el grupo C y D que corresponde al grupo autograbante para el sustrato dentinal. NaOCl ( $p>0,05$ ) entre los grupos. Conclusión: las restauraciones de grabado lavado llegó a una tenacidad adherente de 6.26 MPa, las ejecutadas con hipoclorito de sodio más adhesivo Prime & Bond NT de (7.71) MPa, para las ejecutadas con sistema de autograbado; hipoclorito de sodio más adhesivo Xeno® IV se logró una resistencia adhesiva de (12.03 )MPa y para Xeno® IV se de (15.06)MPa. Los adhesivos autograbantes, mostraron desigualdad ( $p<0,05$ ) al confrontar con los de grabado total. (NaOCl) 5.25% no presentó discrepancia estadística en los gráficos de adhesión aquí estudiados.

Falcon, Acurio, Casas y Montoya (2017) en Perú realizaron, un estudio de comparación de la resistencia adhesiva a la micro-tracción de resinas tradicionales vs resinas tipo Bulk fill 3M ESPE. Objetivo: La intención de esta investigación fue contrastar la resistencia adhesiva a la micro-tracción de dos resinas tipo Bulk fill 3M y dos resinas estandares . Materiales y métodos: ciento treinta seis espécimen cilíndricas (2mm y 4mm), repartidos en 8 grupos ( $n=17$ ); G1 SonicFill™ (4x2mm), G2 SonicFill™ (4x4mm), G3 Tetric® N-Ceram Bulk Fill (4x2mm), G4 Tetric® N-Ceram Bulk Fill (4x4mm), G5 Filtek™ Z250 XT (4X2mm), G6 Filtek™ Z250 XT (4x4mm), G7 Te-Econom Plus® (4x2mm) y G8 Te-Econom Plus® (4x4mm). La resistencia adhesiva fue valorada con el artefacto Instron® a una rapidez de 1,0mm/min. Los test paramétricos y no paramétricos de comparación de medias fueron disponibles para el análisis de datos . Resultados: para las resinas Bulk Fill, Tetric® N-Ceram

Bulk Fill (310,06- 4x2mm, 303,87-4x4mm) expuso mayor firmeza que SonicFill™. Para las resinas tradicionales, Filtek™ Z250 XT (295,9-4x2mm, 289,7-4x4mm) adquirió superior resistencia compresiva en Te-Econom Plus®. A la paridad de todos los grupos, Tetric® N-Ceram Bulk Fill mostro los valores compresivos más altos en ambos espesores 4x2mm(0,122) y 4x4mm(0,333), son significativas ( $p < 0,001$  \*-4x2mm,  $p = 0,004$ - 4x4mm). Conclusión: Tetric® N-Ceram Bulk Fill puede ser una apropiada elección para restauraciones posteriores ya que su cualidad mecánica de resistencia a la micro-tracción es privilegiada en correlación con las otras estimadas.

### 1.3 Objetivos

- Objetivo General
  - Evaluar el efecto de la Terapia Fotodinámica en la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350.
  
- Objetivos Específicos
  - Identificar la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 previo tratamiento con terapia fotodinámica.
  - Hallar la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 sin previo tratamiento con terapia fotodinámica.
  - Comparar la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 con y sin tratamiento de terapia fotodinámica.



## **1.4 Justificación**

Teórico.-La terapia fotodinámica es un tratamiento innovador que ayuda eliminar los microorganismos en la cavidad dental y así evitar la aparición de caries recidivante en una futura restauración dental, además los resultados de esta investigación nos permite tener más evidencia del uso que puede causar la terapia fotodinámica sobre la resistencia adhesiva en dentina .

Social: Con la llegada de esta nueva alternativa permitirá conocer lo que puede generar la irradiación con láser en la superficie dental previo al sistema de adhesivos en los tratamientos con el fin de encontrar una mayor duración y estabilidad en restauraciones dentales que pueden realizarse en los pacientes

Práctico/Clínico.- Resulta de tal importancia tanto para el odontólogo conocer si la terapia fotodinámica al actuar produce un calor que podría dañar la estructura dental de tal forma llegar a un fracaso en el acondicionamiento para una futura adhesión en dentina.

## **1.5 Hipótesis**

La terapia fotodinámica causará mayor efecto en la resistencia adhesiva en dentina utilizando adhesivo grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350.

## II. Marco teórico

### 2.1 Bases teóricas sobre el tema de investigación

#### Dentina

Constituye el tejido mineralizado que conforma un tamaño superior en la pieza dentaria. La composición química de la dentina es setenta por ciento de materia inorgánica (cristales de hidroxiapatita), 18% de materia orgánica (fibras de colágeno) y 12% de líquido. De este modo involucra que la dentina contenga un nivel mínimo de flexibilidad, valiéndolo de sustento para que el esmalte no se fracture. El principal contenido de la dentina son los odontoblastos que se encuentran alrededor de sus paredes internas recubriéndola (Barrancos, 2006; Gómez y Campos, 2009).

Los túbulos dentinarios son de forma cilíndrica fino que se amplifica por todo la condensación de la dentina desde la pulpa hasta la unión cemento dentinaria, dentro de su interior alberga la prolongación odontoblástica. En sus paredes del túbulos dentinarios está la matriz intertubular que contiene las fibras de colágeno que integran una malla fibrilar, entre la cual y sobre la cual se depositan los cristales de hidroxiapatita (Gómez y Campos, 2009).

#### Adhesión

Toledano, Osorio, Sanchez y Osorio (2009) refieren que la sociedad americana de materiales, la adhesión es el estado en que dos áreas se conservan fusionadas por fuerzas interfaciales que podrían ser químicas, mecánicas o el uno y el otro. Si representa a un material, se define como una sustancia capaz de conservar materiales unido a través del enlace superficial, el material que une entre 2 extensiones se llama adhesivo y la zonas a adherir se llama sustrato el área virtual que hay entre la plano unido se llama interfase.

La unión se llama adhesión cuando se juntan distintas moléculas y cohesión cuando se juntan moléculas de la misma naturaleza . La adhesión puede ser micromecánica cuando las partes se conservan en unión a causa de la penetración de una de ellas en los desniveles que muestra el área de la otra, pero además la sesión podría ser química que se crea cuando dos partes se conservan en unión causado por la fuerza conseguida por la surgimiento de coaliciones químicas entre las dos formaciones implicadas (Toledano *et al.*,2009).

### **Principios generales de la adhesión**

Cova (2010) indica que la adhesión depende de una serie de principios generales, los cuales constituyen su fundamento. Esto son:

- ***Tensión superficial***, es la potencia de afinidad que los átomos y moléculas ejecutan hacia el interior de un material en los líquidos.
- ***Energía superficial***, es la potencia de afinidad de los átomos y moléculas en la áreas consistentes, en odontología se corresponden discurrir la energía superficial de la organización dentaria si la rigidez superficial del adherente para mojar esas superficies.
- ***Mojado humectancia***, el vocablo mojado se usa para referir la destreza de un líquido de un humectar un material.
- ***En adhesión química***, el adherente debe desarrollar o mojarar el área de tal manera se instituya un empalme angosto entre los dos , esa capacidad vestido para empapar el área se conoce como ángulo de contacto y sirve para valorar la humectancia.

## **Aspectos relevantes de la adhesión**

Carrillo (2018) menciona que la odontología restauradora podría ser considerada uno de los mayores retos por la falta de retención de los materiales restauradores a la estructura dental esto era debido principalmente al medio oral tan adverso por efectuar procedimientos adhesivos como la presencia constante de humedad los cambios fluctuantes de la temperaturas las variaciones grandes en ph oral etc. Por lo que estos efectos siempre se han tenido en cuenta y han sido considerados como los impedimentos importantes para consolidar la adhesión en odontología.

La mayoría de los primeros sistemas que se pudieron considera como decimos en la estructura dental estuvieron basados en un principio de la utilización del ácido fosfórico para el grabado del esmalte que generaban las irregularidades microscópicas sobre las superficie en donde un material de la resina líquida, humectaba y penetraba y al endurecer se generan una retención mecánica (Carrillo, 2018).

**Fuerzas de adhesión:** Cova (2010) indica que:

**-Fuerza física de acción,** las fuerzas físicas de acción como las fuerzas de Van Der Waals Unión hidrógeno influye en el fenómeno adhesión acrecentando la resistencia de enlace de los adhesivos.

**-Fuerza química de adhesión,** los 2 ejemplares de enlace química con tejido duro del diente son: Iónica atracción electrostática entre iones opuestos cargados.Covalente uniones hechos por uso de partículas más usualmente hallados en compuestos orgánicos (p.194).

## **Mecanismo de adhesión**

La humectación es esencial dado que esta sujeto a la superación de todo el resto de los componentes de adhesión. Un adhesivo no puede causar acoplamiento micromecánico, adhesión química o retículas de interpenetración a menos que el material contacte de forma interna, se distribuye por toda las áreas y completa las anomalías microscópicas y submicroscópicas. Esta situación se produce cuando el adhesivo moja toda la superficie, a pesar de que la humectación es esencial para la adhesión intraoral, no es suficiente para garantizar una unión duradera. Esta insuficiencia es muy rara dentro del mundo de los adhesivos. La humectación de la estructura dentaria no obtiene adhesiones intraorales duraderas debido a que los sustratos principales (adherentes), el esmalte y la dentina, están hidratados, son hidofílicos y son permeables al agua. Este tipo de adherentes precisan de un adhesivo hidrofílico e hidrolíticamente estable. No obstante, inclusive a pesar de que la área sea secada primeramente antes de la concentración del adherente, se origina la disfunción de agua en una o más mantos se unen el tejido y adhesivo (Anusavice, 2008).

## **Adhesión esmalte**

La capacidad para adherirse a la superficie del diente (esmalte) desarrollada hace más de 50 años es por el doctor Michael Buonocore, demostró que al tratar previamente a la estructura del esmalte con ácido fosfórico la resina acrílica podría entonces lograr una lograr adherirse a su superficie. Este logro histórico tomó más de 10 años para ser aceptado clínicamente la primera aplicación clínica de la adhesión al esmalte fue sellante de fosetas y fisuras en vez de resina acrílica que carece de resistencia al desgaste. La resina de acción era una formulación de dimetacrilato ( Bis-GMA ), este

desarrollo fue tan exitoso que continúa siendo utilizado ampliamente en la actualidad (Fredman ,2015, p.190).

La adhesión, referida a los tejidos dentinarios, afecta fundamentalmente al esmalte y a la dentina . El esmalte es un tejido muy endurecido ,con una proporción alta de componentes inorgánicos, lo que produce alta energía superficial . El área intacta del esmalte es pesimo sustrato para la unión puesto que está revestido por una manto orgánica, cutícula y sarro dental de muy baja energía superficial este acto , unido a la efectividad de la capa aprismática en el área del esmalte requiere excluir el manto superficial del mismo cuando se intenta una técnica adhesiva de esta representación al mostrar el manto superficial del esmalte con su organización prismática y accionar sobre él un ácido potente éste sólo para los prismas con difernte fuerzas que crean una zona (Toledano *et al.*, 2009).

### **Adhesión a dentina**

En la dentina contiene cristales de hidroxiapatita, pero en inferior cantidad que en el esmalte no orientados en manera de varillas e incorporados en una trama de fibras colágenas. Está matriz colágena, por ser orgánica, tiene poca tensión superficial y no forma una superficie apropiada para traer el material restaurador. La forma cilíndrica de la dentina sirve para la conservación microscópica, pero la existencia de fluido dentinario en el interior de los túbulos evita la entrada éstos de las sustancias hidrofóbicas. La formación de la dentina implica la secreción de matriz proteica por los odontoblasto, previamente al depósito de cristales de apatita; esta matriz, probablemente juegue un papel preponderante en la transformación de predentina en dentina. Las propiedades químicas del colágeno dentinario, similares a las de hueso, están

especialmente adaptadas para rodear a la matriz protéica así como para servir de base para la aposición mineral (Toledano *et al.*, 2009).

## **Clasificación de los adhesivos dentinarios por generación**

### ***Primera generación***

Se pegan bastante bien al esmalte a través de infiltración de la resina en los microcristales de esmalte, pero no se adhieren a la dentina. El grabado ácido aún no se había establecido como una técnica de hecho hubo numerosas controversias acerca de si el grabado debería preceder al adhesión más tarde el grabado realizado bien sea directamente o como parte de uno de los componentes adhesivos, se convirtió en una parte esencial del proceso de adhesión. Los materiales de esta etapa no contenían acondicionadores de dentina y es controvertible si eran capaces de eliminar la capa residual en la superficie dentinaria. Se puede asumir que la etapa de grabado habría eliminado esta capa; sin embargo, si no se realizaba el grabado, la capa residual esencial era dejada intacta por tanto ninguna capa híbrida podría ser creada al adhesión húmeda no era necesario. Normalmente el número de dispensadores en el kit de primera generación era uno o dos y eran necesarios dos o tres pasos para completar el procedimiento (Fredman, 2015).

### ***Segunda generación***

El éxito en tratamientos con las resinas compuestas ayudó a la entrada próxima de adhesivos dentinarios casi al terminar los sesenta e iniciando los setenta, se creía de forma unánime que el desarrollo de la sesión dentinaria podría revolucionar la práctica de la odontología conservadora disminuyendo las extensiones por conservación de las cavidades que se solicitaban para fijar las obturaciones directas. Especialmente se pensó que si se podía lograr una adhesión dentinaria adecuada se podrían emplear resinas compuestas para restaurar

abrasiones cervical sin la necesidad de realizar formas suplementarias de retención de cavidad. Los adhesivos de segunda generación más característicos son el NPG-GMA (Anusavice, 2008).

### ***Tercera generación***

Fueron los primeros diseñados específicamente para remover o modificar la capa residual. La adhesión a esmalte era como las primeras generaciones pero había un enfoque central en las superficies dentinales. Cuando esta interfase era examinada bajo el microscopio electrónico, la resina intratubular polimerizada tenía la apariencia de proyecciones similares a espaguetis que actuaban como anclajes dentro de los túbulos y proporcionaban mayor adhesión dental (Fredman, 2015, p.174).

El esmalte y la dentina solicitaban el grabado y por primera vez fue utilizado un acondicionador sobre la superficie dental listo lo cual excluyó el barro dentinario para permitir que el adhesivo entrara en los túbulos dentinarios. No era creada alguna zona de interdifusión y la adhesión húmeda aún no era un requisito. La mayoría de los kits de tercera generación tenían de 2 a 4 componentes y de tres o cuatro pasos clínicos distintos. Los tapones de residuos eran retirados parcial o totalmente mediante grabado y acondicionamiento desbloqueando los túbulos dentinales. Debido a que no todos los túbulos vitales dentinales eran cerrados nuevamente de manera eficaz por el adhesivo había cierta sensibilidad post operatoria observada con los agentes adhesivos de tercera generación (Fredman, 2015).

### ***Cuarta generación***

Se caracterizan por el tratamiento único y simultáneo de la dentina y el esmalte con acondicionador ácido. Se basan en la detención micromecánica, instituyéndose visiblemente la noción de la capa híbrida o zona de interdifusión. Otra de sus peculiaridades es que



prácticamente todos los métodos transportan la molécula HEMA que proporciona la introducción de la resina en el sustrato dentinario y la creación del manto híbrida. Entre sus propiedades más importantes destaca el que son mínimamente sensibles al método sus valores de tenacidad al cizallamiento son similares al esmalte y no disminuye su valor de adhesión si se aplica en una superficie húmeda. La resistencia al cizallamiento es perfeccionada en esta generación superándose los valores obtenidos con los adhesivos de la tercera generación (Toledabo *et al.*, 2015).

### ***Quinta generación***

Los adhesivos de esta generación combinaron todos los componentes de adhesión necesarios en un solo dispensador, Sin incluir el grabador ,tenían potencia de adhesión a la dentina algo menor a los materiales de cuarta generación al menos en teoría. Sin embargo puesto que no había elementos para mezclar en el consultorio habiendo sido terminada la formulación bajo condiciones de fábrica controladas era más probable que el adhesivo estuviera siempre en su química óptima. La quinta generación de los adherentes de notable dispositivo se conectan al esmalte y a la dentina sin embargo, estos requieren de grabado total. El grabado ácido es muy predecible y los profesionales logran resolver fácilmente . Los problemas más comunes de la quinta generación se relaciona con el requisito de superficie húmeda para la adhesión. Aunque en general se acepta que una superficie de adhesión "humedad" es una necesidad, definición de superficies "mojadas" o "húmedas" puede ser bastante polémica confusa. Algunos académicos y profesionales asumen que la humedad muy ligera es suficiente otros sostienen que debe ser visible un brillo líquido en la superficie a adherir. Debido a que ha habido poca investigación para cuantificar o especificar el nivel correcto de humedad para una adhesión óptima hay poco consenso dentro de la carrera acerca este asunto (Fredman, 2015).

### ***Sexta generación***

Fredman (2015) menciona que los diseñados para eliminar la etapa de grabado separada. (de hecho, no hay ninguna etapa de grabado independiente con productos de sexta o séptima generación el acondicionamiento de la superficie se logra mediante la química de la gente de adhesión). Esta generación de materiales adhesivos se adhiere tanto al esmalte como la dentina . La adhesión a dentina es de 17 a 22 MPa, lo que es relativamente aceptable sin embargo la unión al esmalte particularmente en la interfase del esmalte con demasiada frecuencia falla en los primeros tres años así la mayoría de los adhesivos de sexta generación no pueden ser adecuado para la adhesión al esmalte sin una etapa adicional de grabado de este o de raspado del esmalte.

Los adhesivos de sexta generación se instalan en el área del diente a un ph inicial muy bajo son grabados inmediatamente todas las superficies que entran en contacto hasta que el complejo adhesivo - diente es alcanzado. El grabado de la superficie dientes se realiza como parte del proceso de adhesivo en general, no como un paso independiente. Esta generación son los primeros en concentrar la química de grabado en los componentes del adhesivo pero desafortunadamente volvieron a la aplicación con varios dispensadores y de etapas múltiples (Fredman, 2015).

### ***Séptima generación***

Se suministran en un solo dispensador o ampollas incluye todos los dispositivos precisos para el autograbado el acondicionamiento del área , la hibridación, la desensibilización, la adhesión y a menudo también la liberación de fluoruro. Todos los pasos adhesivos necesarios se realizan químicamente mediante la simple aplicación del adhesivo a la superficie del diente. No

se requieren pasos clínicos adicionales no se necesita mezclar y la adhesión al esmalte es muy admisible a discrepancia de los adhesivos de sexta generación estética (Fredman, 2015).

## **Resina compuesta**

### *Historia*

Las resinas compuestas se inicio al principio de los 70, como consecuencia de numerosas pruebas para alcanzar un material restaurador estético mucho mas potente a los materiales hasta entonces existentes como las resinas acrílicas y los cementos de silicato. El cemento y silicato era un material restaurador para dientes anteriores que tenía como principal ventaja la liberación de flúor y presentaba un coeficiente de expansión térmica parecido al de las estructuras dentales ,sin embargo, los cementos de silicato dejaron de utilizarse por plantear problemas de toxicidad, solubilidad y propiedades estéticas deficientes. Las resinas acrílicas restauradoras proporcionaba un resultado estético inmediato de buena calidad pero se observa un comportamiento inadecuado debido a la contracción de polimerización excesiva y alteraciones dimensionales que causaban sensibilidad post operatoria acorto plazo decoloración marginal y reincidencia de caries a medio y a largo plazo (Toledano *et al.*, 2009).

Las resinas compuestas propiamente dichas se manifestaron en el mercado como variacion de las resinas acrílicas restauradoras. La estructura orgánica de las resinas fue modificada para mejorar su estabilidad y sus propiedades mecánicas .En 1956 Bowen desarrolló la molécula de Bis-GMA que está constituido por( bisfenol A glicidil metacrilato),más estable dimensionalmente pues sufría menos contracción de polimerización, posteriormente a esta matriz orgánica se le añadieron partículas inorgánicas que recibían un tratamiento con agentes silanizado para que hubiese una mejor interacción entre las fases orgánicas e inorgánicas. Estas

resinas mostraban partículas de cuarzo en porcentaje de 70-80 % en peso ,con un tamaño promedio de partícula mayor a 15um logrando alcanzar incluso 100um. Estas originarias resinas que surgieron en el mercado estuvieron nombrados como tradicionales o de macrorelleno ,debido a los inconvenientes que mostraban entre otras los concernientes al desgaste y al rugosidad superficial, se ejecutó una reforma enérgica en su estructura y en la dimensión de las partículas de carga, salieron de este modo las resinas de microrelleno al principio de los años 70. El elemento inorgánico de estas resinas era sílice coloidal y el tamaño promedio de las partículas atenuadas era de 0,01 um a 0,1um. Estas resinas se estuvieron usando cada vez más y tuvo la necesidad de optimar sus propiedades mecánicas, químicas y estéticas .Las resinas compuestas híbridas surgieron por la prueba de desenvolver composites con las propiedades mecánicas de los composites tradicionales y la estructura superficial y el brillantez de los composites microhíbridos (Toledano *et al.*, 2009).

### **Definición de la resina compuesta**

Cova (2010) define que es mezcla de dos o más componentes que rezagan en forma y que son substancialmente insolubles uno en el otro. Por esta enunciación, apreciamos que los compuestos están cerca de nosotros y la generalidad de los materiales que utilizamos en los tratamientos dentales puede ser estimados como tales. Es decir , en el campo de la Odontología quita una segunda y más determinada enunciación “un mezclado es una pasta de material restaurador asentado en resinas que ejerce como una aglutinadora orgánico monomérico que sujeta al menos 60% de relleno inorgánico junto a un método que causa la polimerización”. La selección de 60% de relleno como punto clave para establecer una mezcla es más bien arbitraria.

## Composición de las resinas compuestas

### *1.-fase orgánica o matriz*

En su composición surgen tres métodos .El más notable es el método de monómeros; la técnica iniciador, beneficioso para la polimerización de los radicales libres; y el método estabilizador, ineludible para propagar la permanencia del complejo durante su almacenamiento, así como su estabilidad química durante el período de resina curada (Toledano *et al.*, 2009).

*1.1-Monómeros.-* Toledano *et al.*(2009) menciona que los monómeros u oligómeros empleados en los composites deben obedecer una escala de requisitos o criterios que son los siguientes: biocompatibilidad ,buena propiedades físicas ,firmeza química en el medio bucal estabilidad de color,alta reactividad a baja temperatura ,vida útil larga, libre de sabor y olor, los oligómeros que logran estos criterios son las resinas acrílicas de alto peso molecular al respecto se han utilizado metacrilatos multifuncionales preferentemente monómeros bifuncionales . los monómeros masterizados son:

- Bis-GMA
- Dimetacrilato aromático
- Diacrilato de utereno

*1.2.-Inhibidores:* son compuestos agregados para precaver la polimerización precoz de la resina. Los elementos habituales son : 4-metoxifenol (PMP),2,4,6 Terciarbutil fenol (BHT) y son comúnmente empleados en cantidades de 0.1%.El inhibidor más manejado es el BHT, ya que puede facilitar calzas dentales con consecuencias más cómodas por tener una permanencia de color más tolerable ( Monroy y Carrillo, 2009).

*1.3 Aceleradores:* En los procedimientos de composites , es obligatorio manejar una amina terciaria aromática que proceda como aportante de electrón, así como la N,N dihidroietil-p-toluidina para que se relacione con el agente iniciador para originar los radicales libres esenciales, con la finalidad de formar la reacción de polimerización del componente orgánica. Cualesquiera otras aminas igualmente han sido manejadas como activadores de la reacción, pero la dimetil-p-toluidina ha justificado tener la prerrogativa de causar un agregado con mayor firmeza de color ( Monroy y Carrillo, 2009).

*1.4 Iniciadores:* “El agente iniciador generalmente usado en los composites es: el Peróxido de Benzoilo (BP)” (Monroy y Carrillo, 2009, p.12).

## ***2.-Partículas de relleno***

Anusivice (2008) refiere que agregación de partículas de relleno en una matriz de resina perfecciona esencialmente las propiedades del material persistentemente que las partículas se adhieren a la matriz si esto no ocurre estas partículas no proceden como ayuda, sino como material de debilidad debido a la calidad de una buena elección de las partículas de relleno . La utilización de un agente de enlace seguro es considerablemente significativo para la superación del material de resina compuesta.

Beneficios del relleno, tiene como intención primordial fortalecer los composites y reducir la cuantía de material de la matriz .Muchas de las propiedades de los composites dentales han corregido gracias al acrecentamiento de la carga del relleno parte volumétrica (Anusivice, 2008).

### ***3.-Agentes de acoplamiento***

Como se expuso con anterioridad ,es transcendental que las partículas de relleno se una a la matriz de resina; esto consiente que la matriz de polímero, más dúctil, traslade las rigideces a las partículas de relleno, más rigurosas. Este enlace lo proporciona un agente de unión o de acoplamiento. Este agente puede hacer que mejoren las propiedades físicas y mecánicas y puede facilitar permanencia hidrolítica para advertir la introducción de líquido por medio de interfase de relleno resina. Prácticamente todos los composites de uso actual disponen de un agente adhesivo que mantiene unidos el relleno y la matriz . Se trata de una molécula bifuncional ,que une por sus dos extremos a la fase de resina por un lado ,y a la fase dispersa, por otro, pues ambas fracciones del composite son distintas naturaleza, aunque se utilicen titanatos y circonatos como agentes de unión, son más frecuentes los silanos orgánicos como el gamma-metacril- oxi propil –trimetoxisilano (Toledano *et al.*,2009).

Anusavice (2008) afirma que gamma-metacril- oxi propil -trimetoxisilano estos trabajan en presencia de agua los grupos metoxi (-OCH<sub>3</sub>) se hidrolizan a grupos silanol (-Si-OH) que sea adhieren con otros grupos de silanol del área del relleno mediante una unión siloxano. Los grupos metacrilato órgano silano forman uniones covalentes con la resina cuando se polimerizan, completando así todo el proceso de conexión. La conexión adecuada mediante organosilanos es vital para las propiedades clínicas de los componentes de restauración a cimiento de resinas compuestas.

### **Clasificación de las resinas compuestas**

Los composites pueden clasificarse de varios puntos de vista de acuerdo con el tipo de relleno, método de curado,consistencia y uso.

**Resinas compuestas de macrorelleno.**-estas resinas fueron las primeras utilizadas para la restauración de dientes anteriores, presentemente en inutilidad. Pero, se especificará sus propiedades porque estas resinas componen la base de las resinas compuestas actuales. Está compuesta de partículas de macro relleno de 0,1 a 10 um. Se identifican puesto que sus partículas pueden fragmentarse y ser expulsadas de modo selectiva de la componente orgánica, cuyo desgastes más rápido .La unión entre la matriz y las micropartículas es débil, propensa a la hidrólisis. Estas resinas muestran escasa resistencia al desgaste, principalmente en contactos oclusales fuertes. Este desgaste puede ser pérdida de resistencia adhesión abrasión desintegración química o corrosión (Cova , 2010).

**Resina compuesta de microrelleno homogéneos.**-Partículas de sílice dentro de 0,1 y 0,05 nanómetros que se reparten igualmente en la matriz no logran apropiado porcentajes de relleno y sus bajas propiedades mecánicas hace que se hayan sido sustituidos por otros composite en estos sistemas la fase dispersa construye aproximadamente 30 40% del total (Toledano *et al.*, 2009).

Cova (2010) deduce que las resinas se idearon con el objetivo de equilibrar las deficientes propiedades de las resinas macrorelleno estas resinas presentaban las siguientes características:

- Firmeza al quiebra de media a alta.
- Elevado peso de relleno.
- Firmeza compresiva, de media a alta.
- Fino pulido, pero mucha carencia de brillantez que los micro rellenos ,es decir, son semipulíbles.
- Muy buena permanencia de color



- Buena firmeza de deterioro

***Resinas compuestas de microrelleno heterogéneos.***- en ellos las partículas de microrelleno se integran en forma de complejos que puedan ser aglomerados 1-25 nanómetros. Estos composites incorporan hacen un 60% de relleno ya tienen excelentes propiedades estéticas. Los micros rellenos heterogéneo, con complejos microrellenos aglomerado son similares a los micros rellenos tradicionales en cuanto a tamaño y propiedades químicas pero disímiles en organización lo que consiente acrecentar sus propiedades, suministrando muy buena calidad de acabado y pulido . Estas resinas son proclives a la hidrólisis, lo que incita la disolución y áreas desocupados . La resistencia al desgaste es análogo a las resinas de microrelleno homogéneo y a las híbridas (Cova, 2010).

***Resina compuesta microhíbridos.***- Son refinamientos en el tamaño de partícula mediante unas metodologías de pulverización dio como consecuencia composites con partículas de 0,4 1µm de tamaño, las cuales primeramente fueron citados de minirelleno y que al terminable se les nombró microhíbridos. Estas resinas son estimadas como composites internacionalmente ya que logran ser manejados tanto en calzas dentales anteriores como posteriores asentandose en su composición de fuerza y capacidad de pulido (Ferracane, 2011).

***Resinas compuestas híbridas.***- Se denomina resinas compuestas híbridas aquellos sistemas de resinas en los que se emplean simultáneamente diversos tamaños de partículas. Estos composite surgen para combinar propiedades de macro y microrellenos y hoy día son los sistemas más empleados y los más avanzados .En ellos se consiguen incorporar hasta un 85% de rellenos (en peso). Los que mejor resultado están dando son los híbridos cuyo tamaño de partícula medio es inferior a la micra (submicronicos) y más concretamente en el rango de

minirelleno de (1 - 0,1 nanómetros ), las mejores propiedades que se corresponden con rellenos de distribución homogénea y forma esferoidal (Toledano *et al.*, 2009).

El porcentaje de relleno oscila entre 76 y 80% o por unidad de peso se ha usado sílice pirogénica para reforzar la matriz orgánica y reducir las diferencias en las propiedades entre los macrorellenos inorgánicos mezcladas con sílice pirogénica, agente de unión y matriz orgánica, además de sustancias radiopacas. Sin embargo este material sufre desintegración y características a (corrosión) entre las interfaces la matriz en macro rellenedor de la misma forma la superficie de obturación se vuelve áspera con el tiempo por el desgaste de la resina o matriz orgánica, a pesar que se utiliza en buenas técnicas de acabado se recomienda para obturación de dientes posteriores algunas cosas fabricantes con objeto de buscar un sustituto al amalgama en dientes posteriores y tratar de mejorar sus productos han lanzado al mercado algunas resinas híbridas más complejas que no ofrecen propiedades superiores a las resinas macrorellenos usadas en dientes anteriores, otra desventaja adicional es que estas resinas pierden el brillo inicial después de varios meses en la cavidad bucal (Cova, 2010).

Cova (2010) plantea que las consideraciones clínicas que hay considerar dada la superficie lisa y a su buena firmeza, estos agregados tienen un extenso uso en las calzas dentales anteriores y elaboraciones de clase IV. Aunque las propiedades mecánicas de los composites híbridos son habitualmente mínimos en las resinas de partículas pequeñas, con frecuencia se utilizan las resinas compuesta y híbridas para restauraciones posteriores sometidas a tensión. Debido a que hay muy poca diferencia práctica entre las resinas compuestas híbridas y las resinas de partícula pequeña, se suelen intervenir para describir los materiales desde el punto de vista clínico ,esta confusión en la terminología carece de importancia.

Tipologías :

- Alta carga de relleno
- Buena firmeza a la fractura.
- Excelente pulido permanencia de tono
- Muy buena tenacidad al deterioro
- Cómoda manipulación
- Propiedades de refracción similar al diente
- Radiopacas, se usa en posteriores
- densidad alta
- Usó mundial

***Resinas de nanoparticulas.***- la tecnología de lo reducido o molecular, en la estomatología es colocada en los componentes dentales, exactamente en las resinas compuestas con nanotecnología, al ser agregados partículas de gama nanométrica a modo de relleno, unido con partículas de extensión promedio a 1 micrón. Un nanómetro equivale a la millonésima parte de un milímetro, equivalente a 10 átomos de hidrógeno, un nanómetro sería una bola de fútbol al lado del mundo tierra (Bertoldi, 2010).

Los nanocomposites tienen partículas entre veinte a sesenta nanómetros, son de estructura redonda, con disgregación de volumen bajo. Obtenidos por sucesión de sílice coloidal, estas tienden a aglomerarse, no permiten ser utilizadas de esta manera por ende se les ejecutará un tratamiento superficial con silano, que previene su obstrucción al ser muy escasos y cuantiosas, tienen una alta energía superficial. Los composite de nano partícula tienen una baja contracción de polimerización, al tener este composite más una carga orgánica, con la

perdida de la cantidad de matriz responsable de esta contracción. Existe un tope máximo de integración de carga cerámica, al sobrepasarlo el composite desperdicia sus propiedades ópticas y de manipulación (Bertoldi, 2010).

Las nanopartículas por su volumen no reflejan la luz, las ondas de luz se traspasan sin reflejarse en ellas. Así aumentadas a los composites no cambia su opacidad ni translucidez. Las nanopartículas no se conllevan como sólidos sino como líquidos. Al ser transparentes y conllevarse como líquidos, no podrían ser utilizadas como material de relleno, por ello se juntan con partículas más grandes entre 0.7 micrones, que ejercen como soporte, dan densidad al material, el color, el deslustre y el contraste en este tipo de resinas (Bertoldi, 2010).

## **Propiedades de las resinas compuestas**

### ***Viscosidad***

Dentro de un fluido como lo son los sistemas de resina sin polimerizar en movimiento se produce por desplazamiento de sus capas tras aplicar una fuerza sobre una de ellas y se define la viscosidad como la resistencia desplazamiento que ofrece una capa sobre otra (Toledano *et al.*, 2009, p.134).

### ***Contracción de polimerización***

La contracción de polimerización se precisa como el resultado del reordenamiento molecular, en un área inferior al requerido en la fase original. Por consiguiente, en el transcurso de contracción de polimerización que sufren los composites envuelve una dirección espacial de las moléculas que forman la matriz orgánica del material, creandose una reducción el trayecto entre las moléculas del producto, que indagan interactuar entre sí para constituir el polímero (Maureira, 2009).

### ***Sorción de agua y solubilidad***

La solución y la utilidad del compositos se ve afectada por el tipo de resina que determinan la fase matriz naturaleza del relleno y el tipo de polimerización los efectos directos trasladarse del composición en el agua oxigenada en aumento de la incorporación de aguas estructura hasta una disolución del material tanto del relleno como de la matriz pasando por una mayor exposición de la superficie de composite a liberar las partículas de relleno y aumentar aún más la solubilidad (Toledano *et al.*, 2009).

### ***Propiedades térmicas***

Conectividad térmica y eléctrica , este depende de la fase de relleno ya que la fase de resina producen aislamiento. La conductividad por consiguiente es inferior en los composites de baja carga . No obstante , en todos los sucesos los valores de conductividad son convenientes y similar a los de la estructura dentaria (Toledano *et al.*, 2009).

Dilatación y contracción térmica ,sus cambios dimensionales que sufren los composites con la variación de la temperatura es una particularidad de la fase matriz, hay disimilitud entre grados de dilatación y contracción térmica de la estructura dentaria y composite esto involucra un desarreglo entre el diente y la restauración dental al subyagarlos a variaciones bruscos de temperatura (Toledano *et al.*, 2009).

“ La reacción de polimerización es una reacción exotérmica .El desprendimiento de calor no será grande si se colocá el composite en pequeños incrementos” (Toledano *et al.*, 200,p.141).

### ***Propiedades mecánicas***

Las propiedades mecánicas depende del porcentaje de carga de los composites del carácter del material de relleno, del rango de enlace que se obtiene entre las partículas y la matriz del grado de polimerización y conversión de la matriz, de la porosidad del material fraguado y de su sorción de agua (Toledano *et al.*, 2009).

### ***Radiopacidad***

Los métodos de composites tienen desiguales niveles de opacidad radiopacidad se logra aumentando partículas de relleno que posean estas tipos habitualmente utilizándose metales pesados (Toledano *et al.*, 2009).

### ***Comportamiento óptico***

Para asegurar una estética admisible en una calza dentaria de composite la translucidez del relleno ha de ser semejante a la de la estructura del diente (Toledano *et al.*, 2009).

### **Biocompatibilidad de la resinas compuestas**

La preocupación sobre la biocompatibilidad de los resinas compuestas hace referencia a los efectos sobre la culpa en los dos sentidos en la toxicidad química inherente a los materiales dos a la filtración marginal los liberales la agresión química la pulpa de la resinas compuestas sus posibles y los componentes se vierten o se difunde el material y alcanzan la culpa y rectamente. Las resinas compuestas con polímeros adecuados son relativamente biocompatibles debido a que presenta una solubilidad mínima y hay muy poco filtración de sustancias que no reaccionan, desde punto de vista toxicológico esta filtración es tan pequeña que no puede causar una reacción tóxica sin embargo desde un punto de vista inmunológico y en condiciones extremadamente

raras antipersonal profesionales pueden hacer una respuesta a estos materiales los materiales que náufrago de forma adecuada en el suelo de la cavidad puede servir como reservorio oponentes que pueden difundirse y provocar una inflamación pulpar a largo plazo esta situación es especialmente preocupante en Materiales foto fotopolimerizado. Si el clínico pretende polimerizar una capa demasiado gruesa de resina ejemplar un tiempo de exposición adecuada los materiales no graduados o escasamente polimerizados pueden difundir algunos de sus componentes hacia la otra preocupación biológica se asocia con la contracción de polimerización de las resinas compuestas y la consiguiente aparición de filtración al final de filtración marginal permite el crecimiento bacteriano e interiorismo cronismo pueden provocar caries secundaria su reacción culpable por ello se debe realizar una técnica de restauración concepto de disminuir la contracción de polimerización y la filtración marginal (Anusavice, 2009).

## **Terapia fotodinámica**

### *Historia de la terapia fotodinámica*

Los orígenes de la terapia fotodinamica se remontan tiempos antiguos de la Cultura Hindú y la Civilización del Antiguo Egipto puesto que las primeras referencias se encuentran en el libro indio sagrado Atharva Veda que data del 2000-1400 a.C. y en el papiro de Ebers del 1550 a.C. aproximadamente. En estos documentos se describe la utilización de diversos extractos vegetales que se aplicaban sobre la piel y se exponían a la luz del sol tratando así enfermedades dermatológicas (Perez, 2019).

En Grecia cerca en el siglo II a. C., la fototerapia, llamada así por requerir la luz, fue denominada helioterapia por primera vez por el griego Hipócrates, conocido como el padre de la ciencia médica, puesto que la luz que se usaba era la del sol (Perez, 2019).

siglo XIX cuando se emprendieron a hacer investigaciones sobre la luz y a describir fotorreacciones. Friedrich Wilhelm Herschel describió el espectro infrarrojo de la luz solar en 1800 y Johann Wilhelm Ritter la luz ultravioleta en 1806. En 1877 Arthur Henry Downes y Thomas Porter Blunt descubrieron los efectos bactericidas de la luz solar (Perez, 2019).

Siglo XX ,Oscar Raab en el año 1900, en Munich, el primero que realizó y publicó un estudio con método científico en Terapia Fotodinámica,documentó por primera vez el proceso de fotooxidación biológica intuyendo el poder de un FS en presencia de luz y oxígeno. Demostró que el FS naranja de acridina aplicado junto con la luz era capaz de producir daño a paramecios (Perez, 2019).

En el año 1905, Tappeiner fue quien contrasto el termino FOTODINÁMICA al observar que un fotón de luz estimulaba al fotosensibilizador que implicaba la operación fotodinámica emprendió a investigarse para otras padecimientos importantemente de la piel . Neisser junto con Halberstaedter y, por otro lado, Georges Dreyer describieron que el tipo de sensibilización que se producía dependía de la luz blanca ( Soukos y Goodson, 2011; Perez, 2019).

La terapia fotodinámica en odontología se utiliza para como tratamiento antibacteriano y como tratamiento paliativo en pacientes con cáncer de cabeza y cuello avanzado; en países de la Unión Europea, Noruega e Islandia (Soukos y Goodson, 2011).

Recientemente se usa una extensa graduación de fuentes de luz relacionado conteniendo Laser de Diodo, Laser de frecuencia doblada (Nd: YAG) y luz no vinculado como filamento de tungsteno, el arco de xenón, los halogenuros metálicos y las lámparas fluorescentes (Gordillo, 2017).



### **Definición terapia fotodinámica**

La Terapia Fotodinámica (TFD) es una forma que se fundamenta en el uso de un agente fotosensibilizador activado por una fuente de luz de amplitud de onda específica en presencia de oxígeno, existiendo estos tres dispositivos fundamentales para que se cause la TFD; la activación del fotosensibilizador mediante la fuente de luz motiva que el oxígeno se convierta en una energía privilegiada, causando especies reactivas de oxígeno crecidamente tóxicas como el oxígeno singlete y radicales libres (Birag, Shahaboui, Kiani, Shadmerhr y Naghsh, 2015 ; Robledo, 2015).

### **Fuentes de luz para la terapia fotodinámica**

La fuente de luz en este tipo de terapia muestra una disminución distancia de onda, formada por diferentes ondas electromagnéticas que logran causar una superposición de ondas creando interrupciones; cuando estas ondas se añaden o substraen entre ellas originan fuerzas máximas o mínimas, estas se designan no coherentes o coherentes cuando las ondas tienen la misma alineación, son firmes y poseen igual extensión de onda; que van a ser utilizadas para la inactivación de los microbios. En la Terapia Fotodinámica el origen de luz tiene una gama que va desde los 400 nm a los 700nm; pero la más manejada es de >600nm esto se debe a que las moléculas endógenas, como hemoglobina, absorben la luz fuertemente a longitudes de onda de <600 nm y por lo tanto captura la mayor parte de los fotones. En los remotos tiempos se ha logrado la activación de luz para la Terapia Fotodinámica al láser de diodo que son de más bajo costo y además son portátiles en comparación con los láser de argón, los láseres de dióxido de galio-aluminio-arseniuro y los láseres de helio-neón (Soukos y Goodson, 2011; Open Course Ware Universidad de Sevilla, 2017).

## **Fotosensibilizadores**

### *Historia de los fotosensibilizadores*

Las primeras sustancias fotosensibilizadores eran las porfirinas y las hematoporfirinas, estas fueron sometidas a investigaciones hechos en animales en el 1911 en el que se evidenció que la sustancia más eficaz era la porfirina para aquella era. Años más tarde en 1913, se manifestó que la hematoporfirinas se lograba manejar en personas, por otro lado nuevas sustancias fotosensibilizadores como el azul de metileno y el azul de toluidina son hasta ahora mejor utilizados en el mundo (Gordillo, 2017).

### **Definición fotosensibilizadores**

Existen fotoactivos naturales y sintéticos que son usados como fotosensibilizadores, entre ellos están los clorofila, quinonas, porfirina, ftatocianina y fenotiazina (azul de metileno y azul de toluidina) también de la eritrosina, clorina y la hematoporfirina estos corresponden desempeñar tipologías foto-físicas, químicas, biológicas (no debe ser tóxico, rápida eliminación de tejidos) (Sahm, Schwarz, Aoki y Becker, 2011).

Actualmente se ha evidenciado que el azul de metileno y el azul de toluidina son los fotosensibilizadores más eficientes en la inactivación de bacterias, se caracteriza por una carga positiva además de un pequeño peso molecular que coopera a unirse y pasar a través de los canales proteicos de la membrana bacteriana externa, por ello puede ser empleada directamente tanto para bacterias Gram positivas como Gram negativas, por ello son estimados los fotosensibilizadores de referencia para el tratamiento antibacteriano (Konopka y Goslinski, 2009; Soukos y Goodson, 2011).

Sahm *et al.*(2011) señala que " la activación del fotosensibilizador se logra mediante fuentes de luz distintas,...). La terapia fotodinámica no se necesita un laser de alto nivel ya que alcanzan el efecto bactericida deseado"(p.107).

### **Resistencia adhesiva**

La resistencia adhesiva es aquella pertenencia que tienen dos cuerpos en unión para resistir su separación o ruptura. Esta muestra puede ser medida por diferentes pruebas, siendo uno de los más empleados el examen de micro-tracción, el cual consiente saber la resistencia de unión que consta entre dos cuerpos desiguales. Estos métodos son efectuados en una máquina de ensayo universal. Los resultados derivados dependen de otros elementos como el volumen y geometría de la muestra, tipo de resina y el procedimiento manejado para calcular las fuerzas de exposición. Igualmente, los datos procedentes, seguidamente, corresponden ser desarrollados para poder usarlos, así como confrontar con otras investigaciones con la intención de evidenciar que biomaterial es bueno (Phrukkanon, Burrow y Tyas, 1998; Sudsangiam y Van Noort, 1999).

## III. Método

### 3.1 Tipo de investigación

Sampieri (2014) define que el tipo de investigación **Experimental**, ya que se realizará la intervención y manipulación de las variables. **Transversal**, pues las mediciones de los parámetros evaluados serán evaluadas una sola vez, no existiendo seguimiento en el tiempo. **Prospectivo**, ya que los datos serán recolectados por el investigador, es decir se trabajó con datos primarios.

### 3.2 Ámbito temporal y espacial

La investigación se evaluó en la clínica de Operatoria Dental de la Facultad de Odontología de la UNFV (Anexo 11) y en el HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERIFICATE (Anexo 12) el cual cuenta con la Máquina universal para realizar la Prueba de resistencia adhesiva. Para esto se redactará una carta de presentación como permiso para poder trabajar en los laboratorios respectivos.

### 3.3 Variables

#### 3.3.1 Variable dependiente:

**-Resistencia Adhesiva a la microtracción:** Los test de firmeza de coalición son crecidamente manejadas para medir la validez de los agentes adhesivos. Este procedimiento tiene su cimientto en que mientras más duro es la adhesión entre diente y material restaurador, mejor resistirá al estrés causado por el sistema masticatorio y funcionalidad oral (Fonseca y Dos Santos, 2004).

### 3.3.2 Variable independiente

**-Adhesivo grabado total:** Son sistemas adhesivos convencionales que se usan luego de realizar un acondicionamiento con ácido fosfórico, con una concentración de 30-37%, el cual luego de cumplir con su función desmineralizadora de la dentina, permite la penetración del adhesivo (Henostroza, 2010).

### 3.3.3 Variable interviniente :

**-Terapia fotodinámica(PDT) :** es un técnica que se fundamenta en el manejo de un agente fotosensibilizador impulsado por una fuente de luz de extensión de onda particular con el oxígeno, estando estos tres mecanismos principales para que se produzca la terapia fotodinámica (Birag *et al.*, 2015).

### 3.3.4 Operacionalización de las variables

Variables	Concepto	Indicadores	Escala	Valor
<b>Resistencia</b> <b>Mpa</b> <b>Adhesiva</b> <b>(v. dependiente)</b>	método de prueba más usado y relevante por su confiabilidad en los resultados,este permite evaluar el desempeño del material ante fuerzas externas.Parra L(2012).	Prueba de micro-tracción (Máquina de ensayo universal. CMT-5L	Razón	0-n Mpa
<b>Terapia</b> <b>Fotodinámica</b> <b>(V. Independiente)</b>	Procedimiento que se basa en la utilización de un agente fotosensibilizador activado por una fuente de luz de longitud de onda específica en presencia de oxígeno.Birag.R.et.al.(2015).	Elección de láser de baja potencia y longitud de onda	Nominal	Si No
<b>Adhesivo</b> <b>Grabado total</b> <b>(V.dependiente)</b>	Son sistemas adhesivos convencionales que se usan luego de realizar un acondicionamiento con ácido fosfórico, con una concentración de 30-37%, adhesivo .Henostroza, (2010).	Utilización de Ácido fosfórico al 37%	Nominal	Adhesivo Grabado total(Apper Single Bond 2)

### **3.4 Población y muestra**

#### **3.4.1 Población:**

Incisivos de dientes bovinos .

#### **3.4.2 Muestra:**

La muestra fue mediante el ISO/TS-11405:2015 (Anexo 1) que indica como mínimo 15 especímenes por grupo. Para este trabajo se usaron 16 especímenes para cada grupo.

#### **3.4.3 Unidad de análisis:**

En la dentina del diente bovino

#### **3.4.4 Criterios de selección**

##### ***3.4.4.1 Criterios de inclusión:***

- Incisivos de bovinos sin caries(la forma para detectar lesión cariosa será el detector de caries:nombre comercial(Redamin ),Presentacion: Envase por 5ml.
- Incisivos de bovinos sin fracturas o desgaste dental en zona coronal(método será observación clínica:observar que no tengan facetas de desgaste coronal)
- Incisivos centrales de bovino sin alteraciones en su desarrollo.(método será observación clínica: observar que no tengan facetas de desgaste coronal)
- Piezas extraídas un máximo de 6 meses

##### ***3.4.3.2 Criterios de exclusión:***

- Piezas dentales humanas.
- Piezas dentales de otros animales que no sean bovinos.
- Piezas dentales bovinas con la superficie muy dañada.

## **3.5 Instrumentos**

### **3.5.1 Material:**

Los datos que obtenidos fueron registrados en las fichas de recolección de datos los que muestra valores en Mpa (Anexo 10) y almacenados en una base de datos (Excel), luego fueron procesados en una computadora utilizando el programa estadístico Stata Versión 15.0 comparando los resultados obtenidos.

### **3.5.2 Herramienta:**

Se realizó los resultados en la máquina de ensayo universal CMT-5L(ISO/TS 11405:2015), que nos muestran valores en Mpa.

### **3.5.3 Técnica**

Los procedimientos que se realizó se fundamentan en las especificaciones establecidas por la INTERNATIONAL ORGANIZATION OF STANDARDIZATION (2015) PD ISO/TS 11405:2015 “DENTISTRY-TESTING OF ADHESIVE TO TOOTH STRUCTURE”, las cuales nos indican Cómo realizar las probetas (especímenes) adecuados para ser sometidas a una prueba de tracción y así un correcto plan de análisis estadístico requerido para los valores obtenidos.

## **3.6 Procedimientos**

Se obtuvieron 08 piezas dentales incisivos mandibulares de bovino del camal de Yerbateros, antes de las extracciones se midió la corona clínica 15mm luego de esto se realizó la extracción de las piezas con botadores de marca (Aldent IMP) y fórceps de marca (Aldent IMP) y luego los dientes fueron sometidos a un proceso meticulosamente de limpieza con una hoja de

bisturí #11 y mango de bisturí # 3 para eliminar cualquier los restos de sangre y tejido blando con abundante agua potable. Después de la limpieza los dientes fueron colocados en agua destilada de 3°de acuerdo con (ISO 3696: 1987) y colocados en el refrigerador a 4°C ( ISO 3696 :1987). (Anexo 2)

Con una regla milimetrada se midió a partir de la Unión Cemento Esmalte a 5mm se marco con un marcador y se procedió al recorte de las estructuras radicular de las piezas dentarias con una pieza de mano de baja de marca NSK y un disco corte metálico luego se retiró la pulpa cameral con la ayuda de tira nervio (Maillefer Suiza) serie ML49241 y cureta dentina(Maillefer Suiza) serie B009501101200 luego se limpio el conducto con cloruro de sodio (NACL) y geringa posteriormente se sello la cámara pulpar con resina fluida(master flow biodinamica A2).(Anexo3 y 4)

Acontinuación con la silicona pesada(Trial-Kit Speedex coltene) se confeccionó una base de 20mm ancho y 10mm de altura para la colocación de las muestras(Anexo 5) . Cada grupo tuvo un color caracteristico se seleccionó 4 dientes para cada grupo: grupo control- color verde(grabado Scotchbond + single bond 2 + resina 3M ESPE Z350) ,grupo experimental -color rojo(azul de metileno+laser de baja a 9J + grabado Scotchbond+single bond 2 + resina 3M ESPE Z350) . Se procede la obtención de dentina superficial mediante el uso papel lija de grano 35um, según ISO (6344-1:1998) hasta observar un ligero cambio de color bajo constante irrigación de agua , luego se enjuagaron con agua por 10 segundos, y secados con papel absorbente, el objetivo de este procedimiento es de lograr una superficie lisa uniforme y sin irregularidades los dientes fueron colocados en agua destilada de 3°de acuerdo con (ISO 3696: 1987) y colocados en el refrigerador a 4°C( ISO 3696 :1987) hasta el día de prueba.(Anexo 5) El acondicionamiento de la superficie vestibular para la colocación de la resina en el diente se



realizó en el taller de operatoria dental de la UNFV .Para lo cual se obtuvieron permiso.(anexo11)

Grupo control : (n=16) Sin previo tratamiento de terapia fotodinámica en la estructura dental. En este grupo se restauró las piezas siguiendo las indicaciones del material, se aplicará ácido fosfórico al 37 % 3M ESPE durante 10 segundos se enjuagó con agua por 5 segundos, secando con papel absorbente para evitar deshidratar, en seguida se aplicó adhesivo Adper Single Bond 2, usando un micro aplicador Cavibrush(FGM)(serie 7898032320561) fino desechable friccionando por 10 segundos antes será agitado con el fin de avalar la uniformidad de las procedimientos, aireado por 5 segundos y fotopolimerizado por 20 segundos con lámpara (Elipar Deep Cure 3M ESPE).(Anexo 6 y 7)

Grupo 2: (n=16) Primero se colocó Azul de metileno(Chimiolux 5, DMC Equipamentos, SãoPaulo Brasil) (Lote 22446) por 5 minutos luego se aplicó láser de baja Therapy XT(660nm; 9J) (serie SN 3972) por minuto y medio luego se enjuagaron con abundante agua y secaron con aire comprimido luego se acondicionó con ácido fosfórico al 37% 3M ESPE durante 10 segundos luego se enjuagaron con agua por 5 segundos en seguida secaron con papel absorbente luego se aplicó adhesivo Adper Single Bond 2, usando un micro aplicador Cavibrush fino desechable friccionando por 10 segundos luego aireado por 5 segundos y fotopolimerizado por 20 segundos con lámpara (Elipar Deep Cure 3M ESPE). (Anexo 8)

Subsiguientemente se estableció una matriz con un centro de 4mm de alto y 6 mm de diámetro. Se utilizó la resina Filtek Bulk Fill Z350 XT 3M ESPE para ambos grupos (Anexo7y 8), color A2 y una espátula de teflón. Se colocó en capas de 2mm adaptadas al dispositivo mediendo con sonda periodontal (Maillefer) y luego se fotopolimerizó con una lámpara Elipar 3M por 20 segundos y nuevamente se colocó los 2mm restantes y se fotopolimerizó por 20 segundos. Una

vez terminada la colocación de la resina A2 sobre la superficie vestibular de los dientes fueron llevadas a almacenamiento en agua destilada de 3°, a la estufa durante 24 horas.

Para la realización de las muestras se solicitó autorización en el High Technology Laboratory.(Anexo 12)

Los cortes y la prueba de tracción de los especímenes fueron realizados en el instituto HTL (Anexo 9). Se manejó un instrumento de tipo ISOMET, luego se procedió a registrar las medidas de su longitud en nuestra ficha de recolección de datos, Finalmente se graduó la máquina de ensayo universal CMT-5L a una velocidad constante de 0.75 mm/min, según( ISO 11405). Posteriormente se consignaron los resultados obtenidos de resistencia a la tracción de los 32 especímenes en la ficha de recolección de datos (Anexo 10).

### **3.7 Análisis de datos**

Se elaboró una base de datos en excel para luego ser analizado con el programa estadístico Stata V 15.0. Se obtuvo las estadísticas de resumen (media, desviación estándar, mediana, mínimo, máximo) para la resistencia adhesiva en dentina para cada grupo. Para comparar las medias, se utilizó la prueba t de Student para grupos independientes. Para determinar si existió una distribución normal se usó la prueba de Shapiro – Wilk, donde se encontró que  $p > 0,05$ , existiendo entonces una distribución normal.(Anexo 15)

### **3.8 Consideraciones éticas**

El presente estudio no tendrá implicaciones éticas debido a que se realizara con dientes bovinos que se van adquirir en “Camal de Yerbateros SAC”. Estos se usaran de forma experimental in vitro Efecto De La Terapia Fotodinámica Sobre Resistencia Adhesiva En

Dentina Utilizando Adhesivo Grabado Total y Resinas Nano Particulada , al terminó del estudio, la información obtenida será de beneficio para este grupo de estudio como para otros similares.

#### **IV. Resultados**

En la actual investigación de la resistencia adhesiva en dentina empleando grabado total (Adper Single Bond 2) y resina nanoparticuladas (Filtek Z350 ESPE) con y sin tratamiento terapia fotodinámica, se logró los siguientes resultados que el grupo control en comparación con el grupo experimental los resultados fueron estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) similares independientemente de la utilización con terapia fotodinámica. (tabla 3)

Los valores de resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nanoparticuladas sin aplicación de terapia fotodinámica es de  $10.811 \pm 1.442$  . Con un rango comprendido entre 8.740 y 13.480 Mpa.( tabla 2)

Los valores de resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nanoparticuadas con aplicación de terapia fotodinámica es de  $10.893 \pm 2.139$ . Con un rango comprendido entre 8.247 y 14.778 Mpa. ( tabla 1)

En comparacion de los valores de resistencia adehsiva en dentina, observo que no existe diferencias significativas entre los grupos Adper Single Bond 2 +resina nanoparticuladas+ terapia fotodinámica con Adper Single Bond 2+resina nanoparticuladas sin terapia fotodinamica.( $P > 0,05$ ).(tabla 3)

Tabla 1

*Resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 con previo tratamiento de terapia fotodinámica.*

GRUPO	N°	Media	D.S.	Mediana	Mínimo	Máximo
Con terapia fotodinámica	16	10.893	2.139	10.317	8.247	14.778

Prueba estadística de resumen.Fuente:base de datos

En la tabla 1. Se observa que la resistencia adhesiva promedio  $\pm$  desviación estándar en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 previo tratamiento con terapia fotodinámica es de  $10.893 \pm 2.139$ . Con un rango comprendido entre 8.247 y 14.778 Mpa.

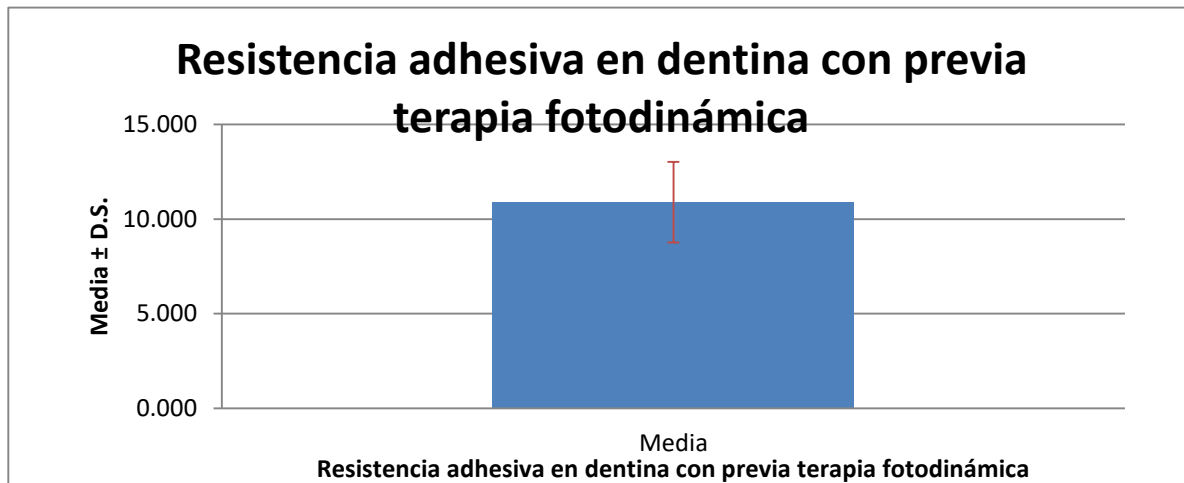


Figura I. Grafico de error utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resinanano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 con previo tratamiento terapia fotodinámica.

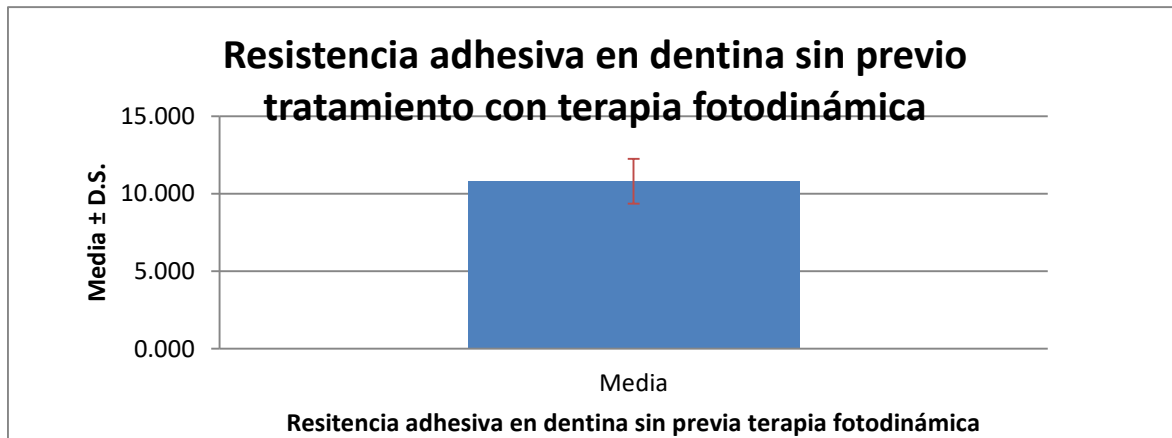
Tabla 2

*Resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano particuladas 3M ESPE Filtek Z350 sin previo tratamiento con terapia fotodinámica.*

GRUPO	N°	Media	D.S.	Mediana	Mínimo	Máximo
Sin terapia fotodinámica	16	10.811	1.442	10.378	8.740	13.480

Prueba estadística de resumen.Fuente:base de datos

En la Tabla 2. Se observa que la resistencia adhesiva promedio  $\pm$  desviación estándar en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 sin previo tratamiento con terapia fotodinámica es de



10.811 $\pm$ 1.442. Con un rango comprendido entre 8.740 y 13.480 Mpa.

*Figura II . Grafico de error , utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 sin previo tratamiento terapia fotodinámica.*

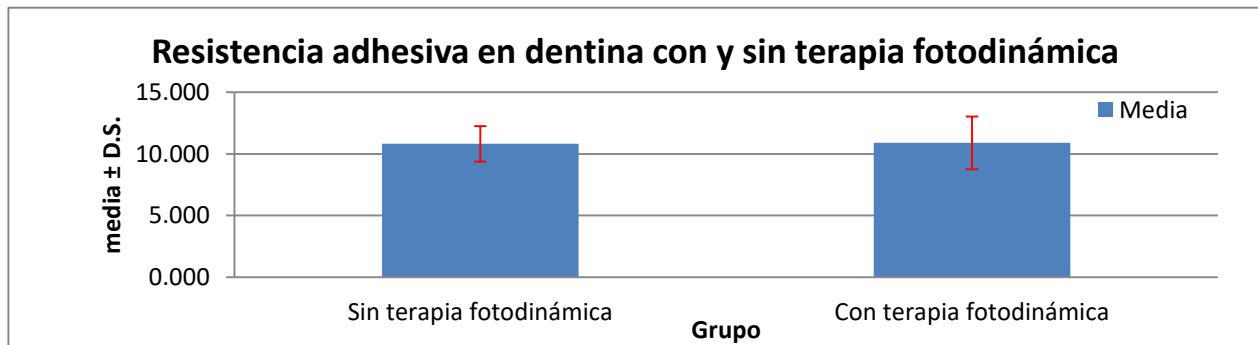
Tabla 3

*Resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano particuladas 3M ESPE Filtek Z350 con y sin tratamiento de terapia fotodinámica.*

GRUPO	N°	Media	E.S.	D.S.	IC 95%	T	P
Sin terapia fotodinámica	16	10.811	0.360	1.442	10.042	11.579	
						-0.1286	0.8985
Con terapia fotodinámica	16	10.893	0.535	2.139	9.754	12.033	

Prueba de t de student. Fuente: base de datos.

En la tabla 3. Como se puede apreciar los valores de resistencia adhesiva entre ambas técnicas son similares, obteniendo los valores promedio  $\pm$  D.S. de  $10.811 \pm 1.442$  Mpa en el grupo sin terapia fotodinámica y  $10.893 \pm 2.139$  Mpa con terapia fotodinámica, al comparar estos valores no se encontró diferencias significativas,  $P > 0.05$



*Figura III. Grafico de error, utilizando grabado total 3M ESPE Single Bond 2 y resina nano-particuladas 3M ESPE Filtek Z350 con y sin terapia fotodinámica.*

## V. Discusión de resultados

Este estudio tuvo como finalidad evaluar la resistencia adhesiva en dentina con y sin terapia fotodinámica utilizando grabado total y resina nanoparticuladas.

Las técnicas ejecutados en este estudio como la selección, almacenamiento, manipulación de las muestras y métodos de prueba para evaluar la resistencia adhesiva entre la estructura dental y material restaurador, se fundamentaron en las descripciones determinadas por ISO/TS 11405:2015, se trabajaron con 32 espécimenes teniendo para cada grupo 16, contrastaron el grupo control sin terapia fotodinámica con el grupo experimental con terapia fotodinámica a este se colocó azul de metileno por 5min luego por 1min y medio se fotoactivo con láser de baja 660nm se lavó por 30 seg, en ambos grupos se acondicionaron con ácido 3M ESPE + Adper Single 2 y se obturaron con resina Filtek Z350 por bloques de 2mm dos veces, se fotopolimerizo con Elipar Deep Cure 3M ESPE .

El ensayo de micro-tracción fue manipulado en este estudio debido a que es idóneo para evaluar la resistencia interfacial entre un adhesivo y el sustrato de unión. Accede a ejecutar pruebas en pequeñas superficies ( $<2 \text{ mm}^2$ ), lo que origina una excelente distribución de la tracción a través del muestra e incita modos de falla de materiales que están más adyacente de su resistencia última verdadera. Asimismo, se consigue un mayor número de espécimenes por dientes disminuyendo así la variación entre dientes (Cuba, 2018).

De los resultados adquiridos se ha verificado que el tratamiento con terapia fotodinámica no afecta en la resistencia adhesiva mediante la prueba de micro-tracción en dentina ya que los valores logrados entre el grupo control es 10.811 Mpa en comparación con el grupo experimental es 10.893 Mpa. Por consiguiente, este estudio no hubo diferencia significativas  $p < 0.05$ , por lo tanto se rechaza la hipótesis.

Para el grupo experimental con terapia fotodinámica se obtuvo un valor de  $10.893 \pm 2.139$  con un rango alcanzado entre 8.247 y 14.778 Mpa, los resultados coincidió con los estudios realizados por Bernal (2016) quien hizo una investigación en la cual contrastaron sistema adhesivos ( Adper Single Bond 2 y Single Bond Universal) ambos con terapia fotodinámica, en el grupo de single bond 2 se consiguió valores de  $6.0 \pm 3.50$  Mpa. Así mismo el estudio Garcia (2018) quien confronto cemento autoadhesivo (Rely X U200) y ionómero de vidrio (Gold Label 1) ambos con terapia fotodinámica, donde se compararon resistencia adhesivas obteniendo valores de  $(4.551.19 \pm 3.45)$   $(3.45 \pm 0.65)$  respectivamente, manifestando que no existe diferencia estadísticamente significativa, que la terapia fotodinámica no afecta la interface de unión entre la raíz y sistemas de cementación.

Pero, en lo que no concuerda en el estudio de los autores referidos con el presente es Rezende (2018) quien es su estudio contrasta resina convencional con resina autoadhesiva con y sin terapia fotodinámica, después de la cementación las raíces se fraccionaron obteniendo especímenes: cervical, medio y apical , obteniendo como grupo control (Rely X ARC ) con valores  $4.21 \pm 1.06$  Mpa y (Rely X U200) con valores  $6.09 \pm 1.66$ , grupo experimental (Rely X ARC+PDT)  $2.45 \pm 0.78$  Mpa y (Rely U200+PDT)  $4.55 \pm 1.57$  Mpa, en los grupos experimentales se lograron valores bajos en tercio cervical en comparación con el grupo control esto se debe que los productos de la fotoactivación de azul de metileno 0.05% el oxígeno singlete compete con los radicales libres de la reacción canforquinona y amins alifáticas.

Para el grupo control (Adpersingle bond 2) se logró  $11 \pm 1.442$  Mpa con un rango alcanzado entre 8.740 y 13.480 Mpa. Al igual que Cuba (2018) evaluó el efecto la resistencia adhesiva dentinaria con sistemas adhesivos (Adper Single Bond 2), obteniendo valores  $10.89 \pm 1.42$  MPa .Cruz y



Vásquez (2017) realizó un estudio resistencia manipulando adhesivo grabado total (Xeno IV) y autograbante (Prime & Bond NT) donde los valores resultaron más altos en Xeno IV 15.06 Mpa resultando valores similares en comparación con el estudio.

Por consiguiente, los adhesivos grabado total en comparación con adhesivo autograbante tienen una mayor fuerza de adhesión en dentina si comparamos nuestros valores de single bond 2 (10.811 Mpa) con los valores obtenidos por Cruz y Vásquez (2017) sistema autograbado (Prime & Bond NT) 6.26 Mpa.

Por lo tanto concluimos que la previa aplicación de terapia fotodinámica en los tratamientos dentales es segura y no afecta la adhesión entre diente y material restaurador. Esta técnica se debería hacer más conocido en las prácticas diarias ya que ayudaría la aparición de caries recidivantes y la longevidad de las restauraciones futuras.

## VI. Conclusiones

1. La resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total Single Bond 2 y resina nano particuladas Filtek Z350 previo tratamiento con terapia fotodinámica fue de 10.893 Mpa.
2. La resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total Single Bond 2 y resina nano particuladas Filtek Z350 sin previo tratamiento con terapia fotodinámica fue de 10.811 Mpa.
3. No existe diferencias significativas entre el grupo con tratamiento previo de terapia fotodinámica y el grupo sin tratamiento previo de terapia fotodinámica, los resultados fueron similares respecto a la resistencia adhesiva a dentina.

## **VII. Recomendaciones**

- Realizar trabajos con adhesivos autocondicionadores con y sin terapia fotodinámica en esmalte y dentina
- Realizar la resistencia a la tracción entre adhesivo convencional y adhesivo auto condicionante con y sin terapia fotodinámica tanto en esmalte y dentina.
- Se debería realizar trabajos de investigación en dientes humanos (3ras molares) ya que tendríamos valores que se acercarán a la realidad.
- Se recomienda la utilización de la terapia fotodinámica con ayudante de eliminación de microorganismos en la cavidad dental.

## VIII. Referencias

- Anusavice, K. (2008). *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Barcelona, España: Elsevier.
- Barrancos, M. J. y Barrancos, P. (2009). *Operatoria dental Integración clínica*. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana.
- Bertoldi, A. (2010). *Ormoceres: "Una nueva posibilidad en Odontología Restauradora"*. Recuperado de <https://es.scribd.com/document/398243873/Procedimientos-Restauradores-Directos-Con-Resinas-Compuestas>.
- Bernal, R.C. (2016). *Evaluación de la resistencia de la unión a la dentina tratada por la terapia fotodinámica en diente bovina* (tesis para grado de master en ciencias). Recuperado de <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/23/23134/tde-12062017153618/publico/ChristianGiancarloBernalRodriguezVersaoCorrigida.pdf>
- Birag, R., Shahaboui, M., Kiani, S., Shadmerhr, E. y Naghsh, N. (2015). Effect of Nonsurgical Periodontal Treatment Combined With Diode Laser or Photodynamic Therapy on Chronic Periodontitis: A Randomized Controlled Split-Mouth Clinical Trial. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 6 (3), 112-119. doi: 10.15171/jlms.2015.04
- Borzabadi, F. A. (abril, 2017). the adjuvant soft tissue diode laser in orthodontics. *Compendium of continuing education in dentistry*, 38(5), 18-34.
- Carrillo, S.C. (2018, mayo). Michel Bounocore padre de la odontología

adhesiva moderna 63 años de desarrollo de la técnica del grabado

del esmalte(1955-2018).*Revista ADM* . Recuperado de

<https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2018/od183d.pdf>

Castillejos, C., Sáez, E., Álvarez, G. y Herrera, C.(2014, julio). Resistencia al Desprendimiento

de Brackets Adheridos con Resina en Contacto con una Bebida

Alcohólica. *Revista Mexicana de Ortodoncia*. Recuperado de

<http://www.medigraphic.com/ortodoncia>

Cruz,C.y Vázquez, R. (2017). Resistencia al cizallamiento utilizando adhesivo de

Grabado total y autograbante con y sin hipoclorito de sodio en dentina. *Revista ADM*,

74 (5),224-230.Recuperado de <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od->

Cova, N.J.(2010). *Biomateriales Dentales*. Bogota, Colombia: Amolca(Acta.Médico

Odo.Latinoamericano,C.A).

Cuba,V.F.(2018). *Efecto de la clorhexidina al 2% sobre la resistencia adhesiva dentinaria*

*a la microtracción en dientes primarios utilizando dos sistemas adhesivos. estudio in vitro* (tesis de maestría). Recuperado de

[http://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/upch/3898/Efecto\\_CubaValencia\\_Fabiola.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/upch/3898/Efecto_CubaValencia_Fabiola.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

Chiniforush , N., Nokhbatol,C., foghahaei,H., Monzavi, A., Pordel, E. y Ashnagar, S. (2016).

- Surface treatment by different erbium parameters: yttrium-aluminum-garnet (Er: YAG): scanning electron microscope (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci*, 7 (1), 37-39. Doi: 10.15171/jlms.2016.08.
- Derikvand, N., Ghasemi, S., Moharami, M., Shafiei, E. y Chiniforush, N. (2017). Management of Oral Lichen Planus by 980 nm Diode. Laser. *J Lasers Med Sci*, 8 (3), 150 - 154. Doi: 10.15171/jlms.2017.27.
- Falcón, C., Acurio, B., Casas, A. y Montoya, C. (2017, julio). Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs Resinas Tipo Bulk Fill. *Odontología Vital*. Recupado de <https://www.scielo.sa.cr/pdf/odov/n27/1659-0775-odov-27-00069.pdf>
- Ferracane, J., I. (2011). Resin composite state of the art. *Dent Mater. Elsevier*, 27(1), 29-38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020.
- Fredman, G. (2015). *Odontología Estética Contemporánea*. Caracas, Venezuela: Amolca (Acta. Médico Odo. Latinoamericano, C.A).
- Fonseca, R., Dos Santos, C., Adabo, G. y Vaz, L. (2004). Comparison of the tensile bond strengths of cast metal crowns luted with resin cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1080-4. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01345.x
- Garcia, B., Fadunges, J., Shinohara, A., Kuga, C. y Ramos, R. (2018). Effects of photodynamic

Therapy on the adhesive interface using two fiber posts cementation systems.

*Elsevier*, 100(18), 22-4. doi:10.1016/j.pdpdt.2018.08.017

Gambin, D., Signor, L. y Grando, C. (2019 ). Photodynamic therapy

as an endodontic treatment coadjuvant: case report. *Dental Press Endod*, 9(2), 76-84.

doi: 10.14436/2358-2545.9.2.076-084.oar

Gómez, F. y Campos, M.(2009).*Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental*. Buenos Aires, Argentina: Medica Panamericana S.A.

Gordillo, C.D. (2017). *Efecto Antimicrobiano de la Terapia Fotodinámica Versus la Terapia Láser Sobre la Porphyromona Gingivalis. Estudio In Vitro* (tesis de pregrado).

Recuperado de:

<https://pdfs.semanticscholar.org/08ba/069ca146e2f3d4622cad20a3293ef6ccb89a.pdf>

Gholam, G., Fekrazad, R., Nejad, A. y Kalhori, K. (2011). Una evaluación de los efectos de oclusión de Er; Cr: YSGG, Nd: YAG, CO2 y láseres de diodo en los túbulos dentinarios: un microscopio electrónico de barrido en el estudio vitro. *Photomed Laser Surg*, 29 (2), 115 – 121. doi: 10.1089/pho.2009.2628

Henostroza, G.H. (2010). *Adhesión en Odontología Restauradora*. Madrid, España: Médica Ripano.

Kiomarsi, N., Arjmand, Y., Kharrazi, K. y Chiniforush, N. (2018). Erbium family laser effects on dentin composite shear resistance after internal bleaching. *J Lasers Med Sci*, 9(1), 58 - 62. doi: <https://doi.org/10.22037/jlms.v9i1.16850>

Konopka, K. y Goslinski, T.(2009). Photodynamic Therapy in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 86(8), 694-707. doi: 10.1177/154405910708600803

- Maenosono, R., Bim, J., Duarte, M., Palma, R., Wang, L. y Ishikiriama, S.(2015). Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. *Original Research Operative Dentistry*,29(1), 1-5. doi: 10.1590/1807-3107bor-2015.vol29.0004
- Mandri, M., Aguirre, G. y Zamudio, M. (2015,Noviembre). Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatología* .Recuperado de <http://www.scielo.edu.uy/pdf/ode/v17n26/v17n26a06.pdf>
- Monroy, P. y Carrillo, S.(2009,Julio). Materiales de Resinas Compuesta y su Polimerización.*Revista ADM*. Recuperado de <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2009/od094b.pdf>
- Martínez, C., Quintero, A., Flores, A., Ortiz, D., Sandoval, A. y Torres, R.(2017,Abril). Comparación de Resistencia al Cizallamiento y Carga Máxima en Tres Sistemas Adhesivos Adheridos al Esmalte. *Revista de Operatoria Dental y Biomateriales*.Recuperado de <http://www.rodyb.com/resistencia-cizallamiento-adhesivos-esmalte/>
- Maureira, G.V. (2009). *Estudio Comparativo in vitro de la Resistencia a la Tensión Diametral de una Resina Compuesta en Base a Dimetacrilatos y otra en Base a Siloranos*. (Tesis de pregrado). Universidad de Chile Facultad de Odontología, Chile.
- Nonell, N., Semino,C. y Sagristá, M. (2015). *Fundamentos físico-químicos de la terapia fotodinámica*. Madrid, España:Aula Médica .



- Pérez, L.V. (2019). *Terapia fotodinámica antimicrobiana frente a agentes causantes de infecciones en piel y/o mucosas*. (Tesis Doctoral). Recuperado de <https://zaguan.unizar.es/record/79133/files/TESIS-2019-087.pdf>
- Phrukkanon, S., Burrow, M. y Tyas, M.(1998). The influence of cross-sectional shape and surface Área on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 14(3), 212-21.  
Doi 10.1016/s0109- 5641(98)00034-7
- Rezende, R., Garcia, B., Vencao, C., Jordao, B., Nara de Souza, R., Ferrarezi, A. y Kuga,C.(2015). Effects of Photodynamic Therapy on the Adhesive Interface of Fiber Posts Cementation Protocols. *Journal of Endodontics*, 44(1), 173–178.  
Doi:10.1016/j.joen.2017.08.035
- Robledo, H. (2015, Enero).Terapia Laser Baja Intensidad. *Centro Medico Laser Vigo*.  
Recuperado de <https://www.centrolaservigo.com/libro-laser5>
- Ruan, A.,Gomes, C.,Uribe E. y Mongruel, G.(2006, Enero).Resistencia adhesiva de los sistemas adhesivosautoacondicionadores al sustrato dentinario,desproteínizado a través del Hipoclorito de Sodio. *Actas Odontologicas*. Recuperado de:  
<https://revistas.ucu.edu.uy/index.php/actasodontologicas/article/download/991/983/>
- Sahm, N., Schwarz, F., Aoki, A.y Becker, J. (2011).Uso de la terapia Fotodinámica Antimicrobiana en el tratamiento periodontal y periimplantario.*Heinrich Heine de Düsseldorf*. Recuperado de  
[http://www.sepa.es/images/stories/SEPA/REVISTA\\_PO/articulos.pdf/21-2\\_04.pdf](http://www.sepa.es/images/stories/SEPA/REVISTA_PO/articulos.pdf/21-2_04.pdf)

Sampieri, H.R. (2014). *Metodología de la investigación*. Recuperado de:

[www.elosopanda.com](http://www.elosopanda.com) | [jamespoetrodriguez.com](http://jamespoetrodriguez.com)

Soukos, N. y Goodson, J. (2011). Photodynamic therapy in the control of oral

Biofilms. *Periodontology 2000*, 55 (1), 143-166. Doi: 10.1111/j.1600-0757.2010.00346.x

Sudsangiam, S. y Van Noort, R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose?.

*J Adhes Dent*, 1(1), 57-67. Recuperado de

<https://www.researchgate.net/publication/11629533>

Toledano, P., Osorio, R., Sanchez, A. y Osorio, R.(2009). *Arte y Ciencia de los*

*Materiales Odontológicos*. Madrid,España: Avances médico-dentales.

Open Course Ware Universidad de Sevilla (2017). *Laserterapia*. Recuperado de

[http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA\\_15/page\\_05.htm](http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA_15/page_05.htm).

## IX. Anexo

### ANEXO 1: ISO /TS 11405:2015



## Dentistry — Testing of adhesion to tooth structure

Licensed copy: University of Manchester Library, The University of Manchester Library.

**bsi.**

...making excellence a habit™

<b>Contents</b>		Page
<b>Foreword</b>		iv
<b>Introduction</b>		v
<b>1</b>	<b>Scope</b>	1
<b>2</b>	<b>Normative references</b>	1
<b>3</b>	<b>Terms and definitions</b>	1
<b>4</b>	<b>Sampling</b>	2
<b>5</b>	<b>Test methods</b>	2
5.1	Bond strength tests	2
5.1.1	General	2
5.1.2	Tooth substrate and storage	3
5.1.3	Treatment of results	4
5.1.4	Tensile bond strength	5
5.2	Gap measurement test for adhesion to dentine	6
5.2.1	General	6
5.2.2	Tooth substrate and storage	7
5.2.3	Cavity preparation	7
5.2.4	Filling procedure	7
5.2.5	Storage of specimen	7
5.2.6	Gap measurement	7
5.3	Microleakage test	7
5.3.1	General	7
5.3.2	Tooth substrate and storage	8
5.3.3	Cavity preparation	8
5.3.4	Filling procedure	8
5.3.5	Storage of specimens	8
5.3.6	Measurement of microleakage	8
5.3.7	Treatment of results	9
5.4	Clinical usage tests	9
5.4.1	Introduction	9
5.4.2	Method	9
5.4.3	Restorations	9
5.4.4	Study duration	9
5.4.5	Sample size	9
5.4.6	Clinical procedures	9
5.4.7	Evaluation	9
5.4.8	Treatment of results	10
<b>Annex A (informative) Examples of test methods for measurement of bond strength</b>		11
<b>Bibliography</b>		12

## Dentistry — Testing of adhesion to tooth structure

### 1 Scope

This Technical Specification gives guidance on substrate selection, storage, and handling as well as essential characteristics of different test methods for quality testing of the adhesive bond between restorative dental materials and tooth structure, i.e. enamel and dentine. It includes a tensile bond strength measurement test, a test for measurement of marginal gaps around fillings, a microleakage test, and gives guidance on clinical usage tests for such materials. Some specific test methods for bond strength measurements are given for information in [Annex A](#).

This Technical Specification does not include requirements for adhesive materials and their performance.

### 2 Normative references

The following referenced documents, in whole or in part, are normatively referenced in this document and are indispensable for its application. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

ISO 1942:2009, *Dentistry — Vocabulary*

ISO 3696:1987, *Water for analytical laboratory use — Specification and test methods*

ISO 3823-1:1997, *Dental rotary instruments — Burs — Part 1: Steel and carbide burs*

ISO 6344-1:1998, *Coated abrasives — Grain size analysis — Part 1: Grain size distribution test*

ISO 14155, *Clinical investigation of medical devices for human subjects — Good clinical practice*

### 3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in ISO 1942 and the following definitions apply.

#### 3.1

##### **adhere**

to be in a state of *adherence* (3.2)

#### 3.2

##### **adherence**

state in which two surfaces are held together by interfacial forces

#### 3.3

##### **adherend**

body that is held or is intended to be held to another body by an *adhesive* (3.5)

#### 3.4

##### **adhesion**

state in which two surfaces are held together by chemical or physical forces, or both, with the aid of an *adhesive* (3.5)

#### 3.5

##### **adhesive**

substance capable of holding materials together

3.6

**bond strength**

force per unit area required to break a bonded assembly with failure occurring in or near the adhesive (3.5)/adherend (3.3) interface

3.7

**microleakage**

passage of substances such as saliva, ions, compounds, or bacterial by-products between a cavity wall and the restorative material

3.8

**substrate**

material upon the surface of which an adhesive (3.5) is spread for any purpose such as bonding or coating

## 4 Sampling

The amount of test material should be sufficient for all planned tests and be from the same batch.

## 5 Test methods

This Technical Specification describes essential characteristics of various types of tests such as:

- a) tensile bond strength measurement;
- b) gap measurement tests for adhesion to dentine;
- c) microleakage tests;
- d) clinical usage tests.

NOTE See Reference [1] for shear bond strength.

For substrate selection, storage, and handling, specific characteristics are described in detail. For the apparatus used for bond strength measurements, general guidelines are given. It is not the intention to recommend the testing of each material by every test as some tests will not be appropriate. However, the quality and sophistication of a laboratory test may not compensate for the fact that the final evidence of adhesive properties should be a clinical usage test.

### 5.1 Bond strength tests

#### 5.1.1 General

Adhesive materials are used for many different purposes in the mouth. The choice of test should be considered according to the intended use of the material. ISO 29022[1] describes the ISO standard shear bond strength test for evaluating direct dental restorative materials. This Technical Specification describes a tensile bond strength test. In addition, several variations are described such as application in thin film and bulk, short, or long exposure time to a wet environment. A set of tests may be necessary to evaluate properly the bond strength of a material. When bond strength is to be measured, the raw data will be in units of force (N). It is necessary to convert this into stress units, i.e. force per unit area (MPa). Hence, control of the area and smoothness of the surface for application of the adhesive material is important.

Several pieces of apparatus are available for measuring the tensile or shear bond strength of an adhesive system. The critical requirements for selection of a suitable instrument for the small and sometimes, fragile specimens are the following:

- the ability to mount the tooth/material specimen in the apparatus and the universal testing machine without application of load (tensile, bending, shear, or torsion) on the specimen;

- a rigid construction in order to avoid elastic deformation (or displacement) of the apparatus and the connection to the testing machine;
- for tensile testing, the ability to apply a slowly increasing and unidirectional tensile load and the ability to align the specimen to avoid an uneven stress distribution during loading.

Large differences in bond strength results between different laboratories are common. Absolute values should therefore be treated with caution and it may be more appropriate to compare the ranking of materials.

In some circumstances, bond strength tests are only useful for screening. They may allow only rough guidance with respect to the clinical performance of an adhesive system. Low values are more likely correlated with poor clinical performance namely retention in adhesive cavities. However, bond strength values above a certain threshold value might not indicate better clinical performance.

### 5.1.2 Tooth substrate and storage

#### 5.1.2.1 Substrate

Use either human permanent premolars/molars or bovine mandibular incisors of animals for the measurement of bond strength. The donor bovine animals should not be more than five years old.

When measuring bond strength to human dentine, this Technical Specification recommends to use the buccal superficial dentine that is as close to enamel as possible in order to reduce variations. It is preferable to use third permanent molars from 16-year-old to 40-year-old individuals, if possible.

#### 5.1.2.2 Time after extraction

There is increasing evidence that changes in dentine occurring after extraction that may influence bond strength measurements. The effect may vary with different types of bonding materials. Ideally, bond strengths should be measured immediately post-extraction, but this is not generally feasible. It appears that most changes occur in the initial days or weeks after extraction and therefore, teeth one month, but not more than six months, after extraction should be used. Teeth that have been extracted for longer than six months may undergo degenerative changes in dentinal protein.

#### 5.1.2.3 Condition of teeth

Human teeth used for bond strength measurement should be caries-free and preferably unrestored. However, small and superficial restorations not in the adhesion test area may be acceptable. Root filled teeth should not be used.

There is some evidence to suggest that different teeth in the dentition may give different results with bonding to dentine and enamel. It is not possible to have complete control of variables such as the age of the donating patient, cultural and dietary history, state of health, or to standardize the composition and structure of the teeth.

#### 5.1.2.4 Storage of teeth

Immediately after extraction, human teeth should be thoroughly washed in running water and all blood and adherent tissue removed, preferably by the clinician using sharp hand instruments. Bovine teeth should be cleaned as soon as possible after extraction and the soft tissue in the pulp chamber should be removed in a similar fashion.

Teeth should then be placed in distilled water of grade 3 in accordance with ISO 3696:1987 or in a 1,0 % chloramine-T trihydrate bacteriostatic/bacteriocidal solution for a maximum of one week and thereafter, stored in distilled water (ISO 3696:1987, grade 3) in a refrigerator, i.e. nominal 4 °C. To minimize deterioration, the storage medium should be replaced at least once every two months. It is essential that no other chemical agents be used as they may be absorbed by tooth substance and alter its behaviour.

#### 5.1.2.5 Tooth surface preparation

A standard, reproducible, flat surface is required. Tooth surfaces should be kept wet at all times during preparation because exposure of a tooth surface to the air for several minutes may cause irreversible changes in bonding character. Dentine is especially sensitive to dehydration.

To control the planing and the angle of the surface during preparation, the tooth should be mounted in a holder by means of dental die stone or cold-curing resin.

**NOTE** The absorption of resin and the heat of polymerization may adversely affect the tooth. Use a slow setting, viscous resin. The pulp chamber of bovine teeth should be blocked, for example, by wax, to prevent penetration of resin into dentine. Alternatively, use a high viscosity potting medium that does not penetrate the pulp chamber. This may be verified by preparing a set of potted teeth and examining the pulp chambers for the presence of polymerized resin.

Ensure that the tooth has form (undercuts, holes, or retentive pins) that will secure retention in the mounting medium. Place the mounted tooth in water at  $(23 \pm 2) ^\circ\text{C}$  as soon as possible.

Resins will set under water. Die stone should be allowed to set in 100 % RH.

A standard surface should be prepared by planing against silicon carbide abrasive paper with a grit size of P400 as defined in ISO 6344-1:1998 [median grain size  $(35,0 \pm 1,5) \mu\text{m}$ ] under running water.

Plane the exposed surface of the tooth on the wet carborundum paper fixed to a hard, plane surface. Grind until the surface is even and smooth when inspected visually. Discard teeth that have perforations into the pulp chamber. Ensure that the surface is confined to superficial coronal dentine and that the surfaces of all teeth have been prepared to a similar depth.

#### 5.1.2.6 Application of adhesive

The tooth surface prepared for application of adhesive material should be preconditioned according to the manufacturer's instructions. If no instructions are given, rinse with running water for 10 s and remove visible water on the surface with a filter paper or by a light/brief stream of oil-free compressed air immediately before application of the adhesive material. Mix if necessary and apply the adhesive material according to the instructions given by the manufacturer. The procedure should be performed at  $(23 \pm 2) ^\circ\text{C}$  and  $(50 \pm 10) \%$  RH.

#### 5.1.3 Treatment of results

The bond strength values obtained by tensile or shear testing generally show large coefficients of variation, i.e. (20 - 50) %, and should be tested statistically by an appropriate method. If the coefficient of variation is above 50 %, a thorough inspection of the overall procedure is recommended.

Pre-test failures, unless clearly due to specimen mishandling, should be ascribed bond strength value of 0 MPa.

Bond strength results should be based on appropriate statistical methods and a sufficient number of specimens. If the data are normally distributed, a mean, standard deviation, and coefficient of variation may be calculated. Means may be compared by analysis of variance (ANOVA). However, results from adhesion testing are often not normally distributed. Therefore, the use of probability of failure calculated from the Weibull distribution function provides a suitable means of comparing many materials.<sup>[3]</sup> The stress to give 10 % failure ( $P_{10}$ ) and that to give 90 % failure ( $P_{90}$ ) are convenient ways of characterizing the strength of a bond. A minimum of 15 specimens is required in each group for the application of Weibull statistics. If the number of specimens is smaller, non-parametric tests should be used. In general, increasing the number of specimens gives more certainty in estimating the true mean and standard deviation.



## 5.1.4 Tensile bond strength

### 5.1.4.1 General requirements

Two critical parameters should be considered when designing test equipment and preparing specimens for tensile testing of bond strength

- alignment of the tensile forces acting on the specimen;
- limitation of the bonding area.

### 5.1.4.2 Alignment

The test apparatus should secure alignment between substrate and adhesive material, i.e. the tensile force should be applied at a 90° angle to the planed substrate surface.

The connection between the apparatus and the crosshead of the universal testing machine should be by a universal joint, chain, or wire.

### 5.1.4.3 Adhesive and/or adherend material in bulk

If it is intended that the adhesive should be applied as a thin film with the adherend material in bulk or that the adhesive material should be applied in bulk, a limitation of the bonding area is an important consideration<sup>[4]</sup> (see NOTE). A clearly defined and limited area for bonding has been used by many workers. This allows demarcation of the extent of the adhesive, restriction of the substrate treatment, and permits accurate measurement of the bonded surface. This may be achieved by a material holder with a sharp edge contacting the tooth surface and able to stabilize the material(s) on the tooth surface for curing.

**NOTE** During the drafting of the shear test described in ISO 29022,<sup>[4]</sup> data were considered that demonstrated negligible differences when using a bonding area limitation or without one (i.e. either protocol could be used to document a claim that a dental adhesive adheres to tooth substance). In the standard shear method, therefore, no limitation is specified. This simplifies the test procedure and removes any interference that a tape limiter may create [e.g. potential contamination from adhesive on a tape limiter, artificial effects on thickness, and shape (e.g. meniscus shape) of adhesive layer, difficulty air-thinning primers and bonding agents, difficulty placing multi-step bonding agents (e.g. that require rubbing action), and difficulty centring a mould over the masked-off area].

For light-curing adhesives or adherend materials, the material holder should give sufficient access to the curing light (e.g. by being made partly or totally of a transparent material). The amount of light energy reaching the material should be in accordance with the manufacturer's instructions.

Coat the inner part of the material holder with a mould-releasing agent when using material holders several times. Avoid coating the edge of the holder. Apply a thin layer of the adhesive material onto the tooth surface. Fill the material holder to slight excess with the adhesive or the adherend material and place it firmly in the correct position on the tooth. Ensure that the material holder maintains contact with the tooth surface in the correct alignment during fixation. The fixation of the material holder should be finished within the manufacturer's stated working time of the adhesive material.

If the manufacturer recommends a particular polymer composite restorative material for use with the adhesive under investigation, then this composite should be used for all tests of that adhesive.

### 5.1.4.4 Adhesive material as thin film and adherend material as preformed rod

If it is decided to restrict the bonding area and use an adherend rod, fix a thin tape of material that is non-reactive with the adhesive with a hole of the same dimensions as the contact area of the rod to the planed tooth surface. Apply a thin layer of the adhesive material on the tooth surface inside the hole in the tape and lower the adherend rod to contact the adhesive material inside the hole. Fix the rod in exact position and alignment and place a load of 10 N on top for 10 s. The total procedure from application of the material to the fixation of the upper rod should be performed within the manufacturer's stated working time. Remove the tape after curing without applying any adverse force on the bonded specimen.

#### 5.1.4.5 Storage of test specimens

Test specimens should be prepared at  $(23 \pm 2) ^\circ\text{C}$  and stored in water at  $(37 \pm 2) ^\circ\text{C}$  prior to testing. Storage in water for 24 h is normally sufficient to discriminate between materials that may withstand a wet environment and those that may not. Thermocycling between  $5 ^\circ\text{C}$  and  $55 ^\circ\text{C}$  may be used as an accelerated ageing test. Longer periods of water storage may be necessary to show durability of the bond. Simple water storage has been found to mimic clinically observed restoration degradation.<sup>[20]</sup>

The recommended procedures are the following:

- test type 1: short-term test after 24 h in water at  $37 ^\circ\text{C}$ ;
- test type 2: thermocycling test comprising 500 cycles in water between  $5 ^\circ\text{C}$  and  $55 ^\circ\text{C}$  starting after (20 – 24) h storage in water at  $37 ^\circ\text{C}$ ;

The exposure to each bath should be at least 20 s and the transfer time between baths should be (5 – 10) s.

- test type 3: long term test after six months storage in water at  $37 ^\circ\text{C}$  (medium changed every seven days to avoid contamination).

The specimens should be tested for bond strength immediately after removal from water.

#### 5.1.4.6 Tensile loading

Perform the test at  $(23 \pm 2) ^\circ\text{C}$  and  $(50 \pm 10) \% \text{RH}$ . Mount the tensile test specimen in the testing apparatus. Do not apply any bending or rotational forces to the adhesive material during mounting. Apply the tensile load as described in [5.1.4.7](#).

#### 5.1.4.7 Strain rate for bond breakage

The standard strain rate for testing a bonded specimen is recommended to be  $(0,75 \pm 0,30) \text{ mm/min}$  crosshead speed or a loading rate of  $(50 \pm 2) \text{ N/min}$ .

NOTE The stiffness of the various testing machines and bond assemblies varies widely and hence, loading rate is more meaningful than crosshead speed.

## 5.2 Gap measurement test for adhesion to dentine

### 5.2.1 General

The gap measurement test is another approach that may demonstrate the efficacy of an adhesive material that is intended to bond a filling material to dentine.<sup>[5],[6]</sup> This type of test involves the laboratory preparation of a tooth cavity and its subsequent filling by the test material or combination of materials. The resulting "restoration" and tooth are sectioned or ground to reveal the cavity wall/restoration interface.

If the filling has been placed correctly, the principal reason for the formation of a gap or gaps around it is the polymerization shrinkage of the restorative material system. The dentine-bonding agent is intended to withstand the forces of this shrinkage and, if it is totally effective, no gap will be formed.

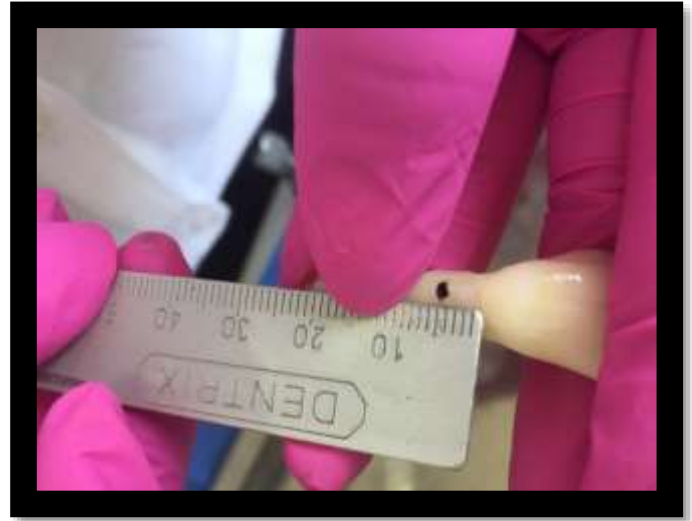
If the bond is partially effective at withstanding the forces, some of the polymerization shrinkage will be manifested by external dimensional changes before the interface breaks down. Therefore, a small gap will demonstrate a more effective agent compared to the one associated with a large gap. The test may be used to evaluate the effectiveness of the adhesive at various times after completion of the restoration.

It is important that if a particular bonding agent is recommended for a specific restorative material, then this particular combination should be tested. The test is technique sensitive and the tester needs good training in handling and application of all the materials used in the procedure as well as being proficient at dental cavity preparation.<sup>[5]</sup>

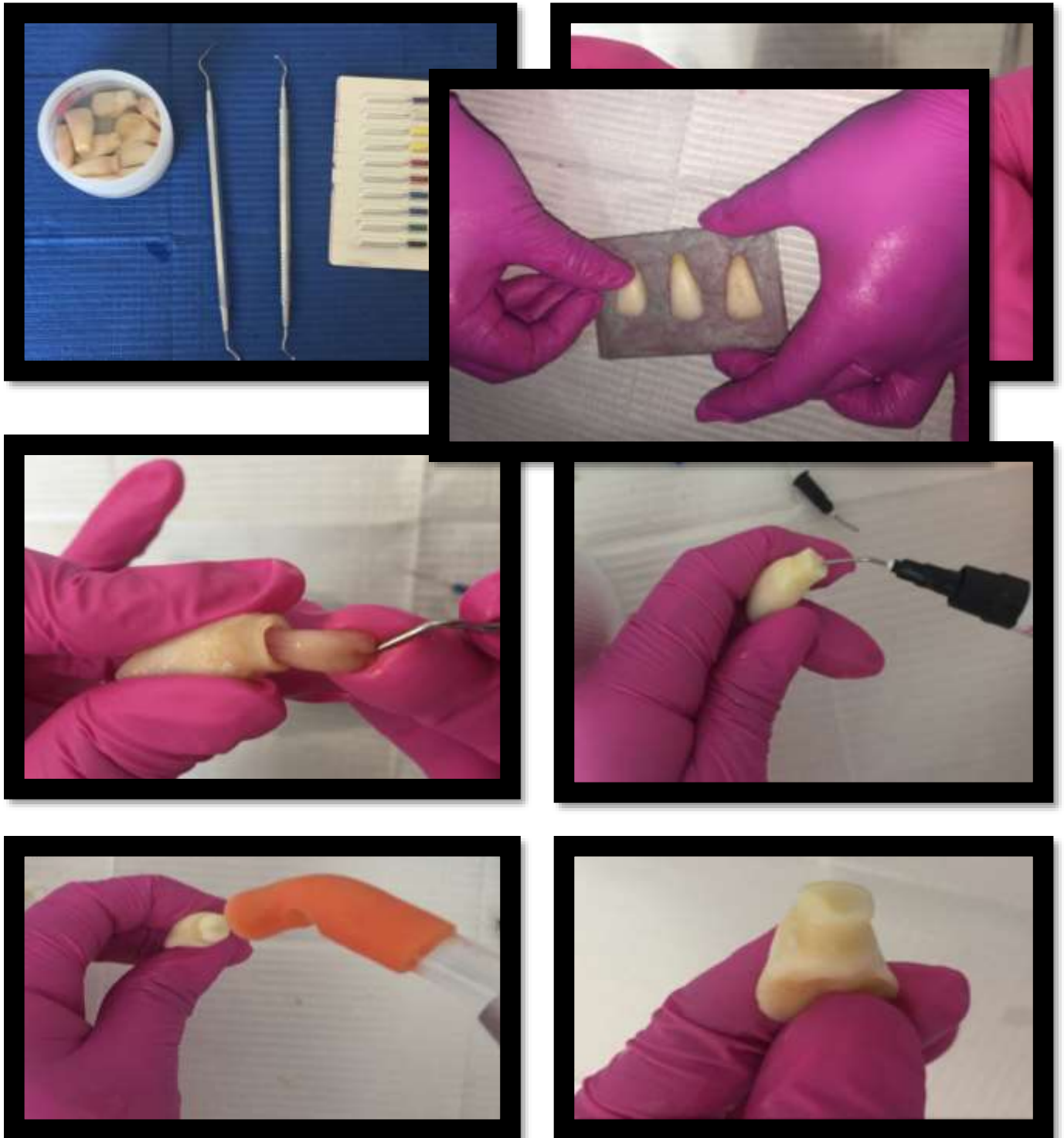
**ANEXO 2: Extracción de dientes bovino, lavado con abundante agua.**



**ANEXO 3: Se cortó el diente cerca unión cemento-esmalte a 5mm de la corona clínica**



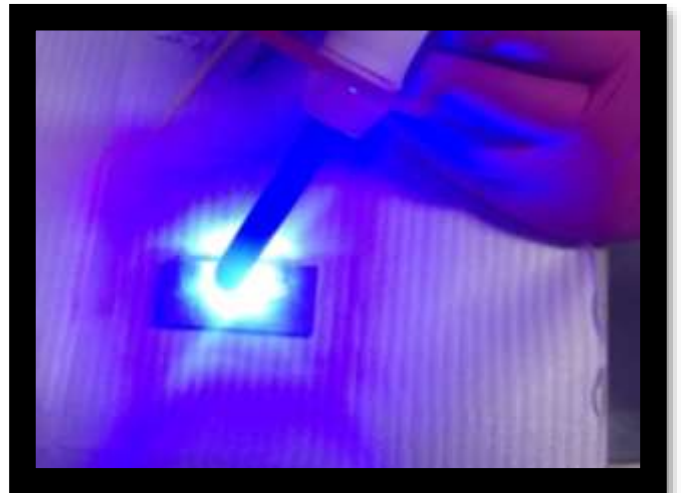
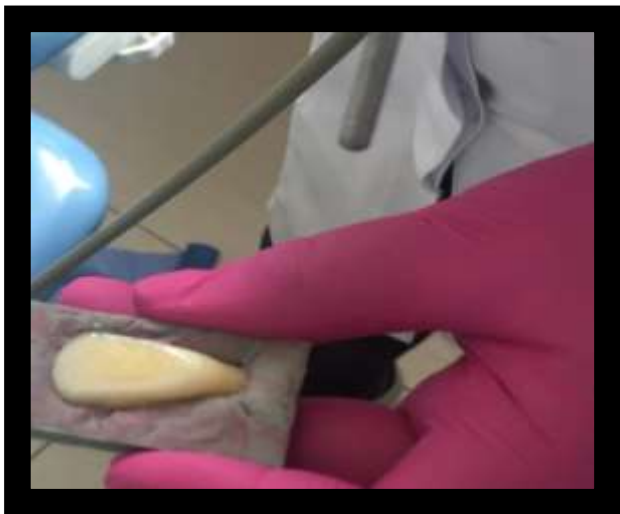
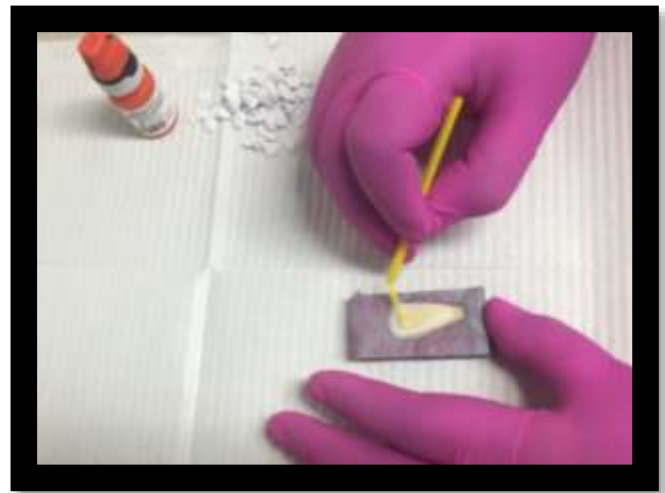
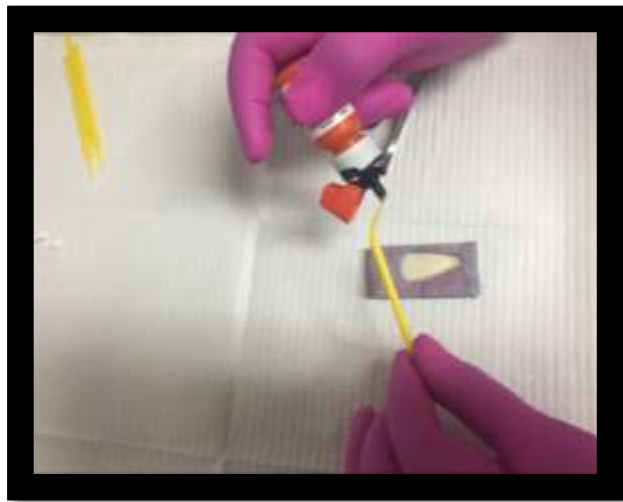
**ANEXO 4: Estirpación de la pulpa y colocación de resina fluida**



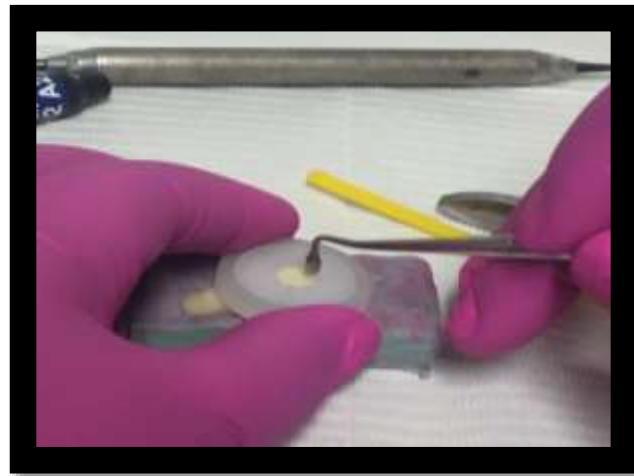
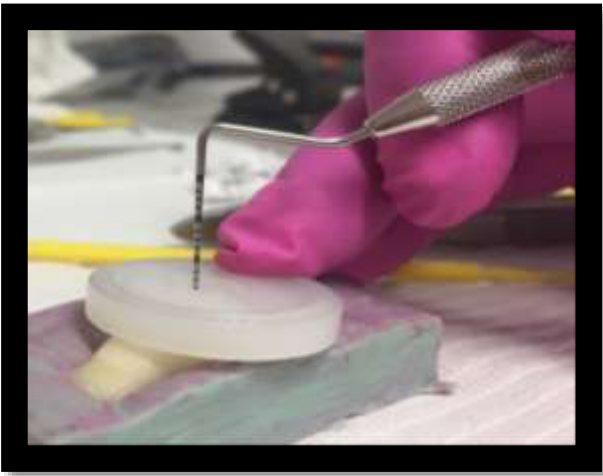
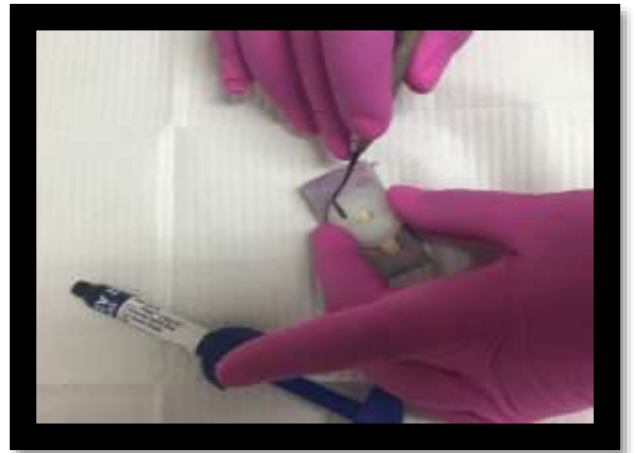
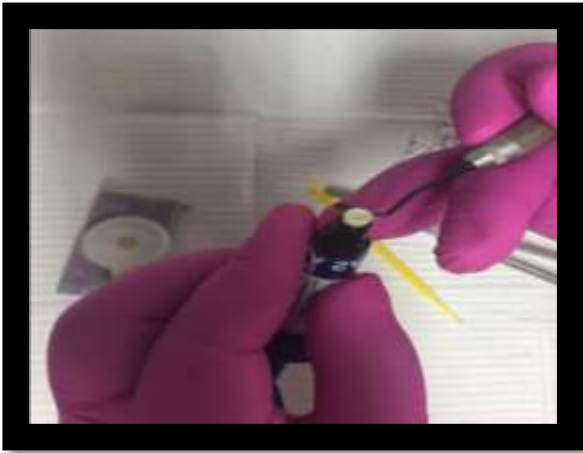
**ANEXO 5: Colocación de las piezas en base silicona pesada y distribución de los grupos.**



**ANEXO 6: Colocación de Scotchbond Etchant y Adper Single Bong 2**

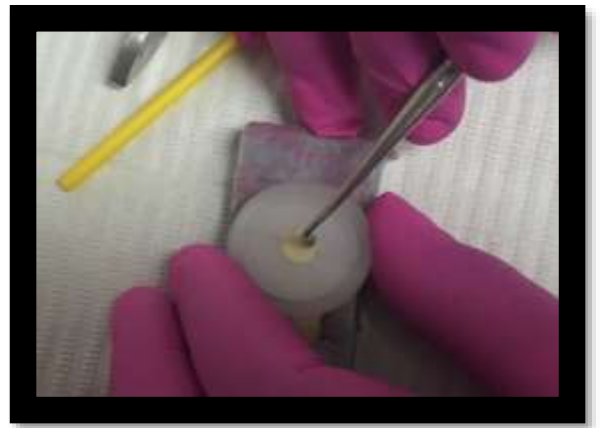


**ANEXO 7: Colocación de la resina Z350 3M ESPE para los grupos**

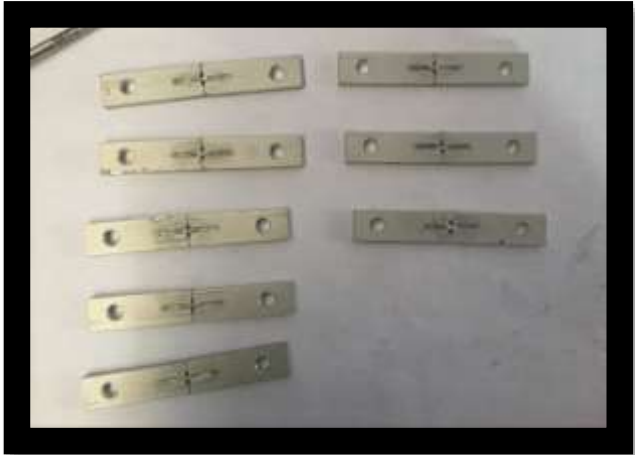




etileno 0.05%+ Therapy XT 9J,660nm , colocación grabdo acido,



ANEXO 9: Corte y prueba de tracción de las muestras



## ANEXO 10:Resultados.- Ensayo de tracción



- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES  
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES

INFORME DE ENSAYO N°		IE-0088-2018	EDICION N° 2	Página 2 de 3
<b>8. RESULTADOS GENERADOS</b>				
Grupo 1		Scotchbond 3M, Single Bond 2 3M, Filtek Z350 3M sin Terapia Fotodinámica		
Espólmen	Área Promedio (mm²)	Fuerza máxima (N)	Esfuerzo Máximo (Mpa)	
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
Grupo 2		Scotchbond 3M, Single Bond 2 3M, Filtek Z350 3M con Terapia Fotodinámica.		
Espólmen	Área Promedio (mm²)	Fuerza máxima (N)	Esfuerzo Máximo (Mpa)	
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				

**ANEXO 11: Carta de presentación en clinica de operatoria**



**ANEXO 12: Carta de presentación al High Technology Laboratory**

 **Universidad Nacional  
Federico Villarreal**

**FACULTAD DE  
ODONTOLOGIA**

*"ARRO DE LA MUJER CONTRA LA CORUPCIÓN Y LA IMPUNIDAD"*

**OFICINA DE GRADOS Y GESTIÓN DEL EGRESADO**

Pueblo Libre, 3 de octubre de 2019

Ing.  
**ROBERT NICK EUSEBIO TEHERAN**  
GERENTE  
HIGH TECHNOLOGY LABORATORY - HTL  
Perú

De mi especial consideración:

Tengo el agrado de dirigirme a usted, con la finalidad de presentarle a la Bachiller **ESPINO PUMA, ROXANA**, quien se encuentra realizando su trabajo de tesis titulada:

**EFFECTO DE LA TERAPIA FOTODINÁMICA EN LA RESISTENCIA ADHESIVA EN DENTINA UTILIZANDO GRABADO TOTAL Y RESINAS NANO PARTICULADAS IN VITRO**

En tal virtud, mucho agradeceré le brinde las facilidades del caso a la Srta. Espino para la recopilación de datos que le permitirá desarrollar su trabajo de investigación.

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para renovarle los sentimientos de mi especial consideración.

Atentamente,

  
**Roberto Carreras**  
PROFESOR DE GRADOS Y GESTIÓN DEL EGRESADO

  
**M. MARTIN ACEVEDO ANAÑOS GUEVARA**  
DECANO

Se adjunta: Protocolo de Tesis

03/10/2019

00000000

  
**ROBERT NICK EUSEBIO TEHERAN**  
INGENIERO MECANICO  
Reg. CIP N° 15194

  
**HTL**  
HIGH TECHNOLOGY LABORATORY

Calle San Marcos N° 351 - Pueblo Libre -  
Correo electrónico: [ngt.h@unfv.edu.pe](mailto:ngt.h@unfv.edu.pe)

Teléfono: 7480000 - R135

**ANEXO 13: Matriz de consistencia**

Formulación Del Problema	Objetivo	Hipótesis	Operacionalización de Variables					Materiales y Métodos
<p>¿Cuál es el efecto de la terapia fotodinámica en la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nano-partícula</p>	<p><b>Objetivo General</b>                      Evaluar el efecto de la Terapia Fotodinámica en la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nano-particuladas.</p> <p><b>Objetivo Especifico</b>                      -Hallar la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nano-particuladas sin previo tratamiento terapia fotodinámica                      -Identificar la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nano-particuladas previo tratamiento con terapia fotodinámica.                      -Comparar la resistencia adhesiva en dentina utilizando grabado total y resina nano-particuladas con tratamiento de terapia fotodinámica y sin de terapia fotodinámica.</p>	<p><b>Hipótesis general</b>                      La terapia fotodinámica causara efecto en la resistencia adhesiva en dentina utilizando adhesivo grabado total y resina nano-particuladas.</p>	Variables	Definición	Indicadores	Escala	Valor	<p><b>tipo de estudio:</b>                      Experimental,                      Transversal,                      Prospectivo.</p> <p><b>Universo:</b>                      Dientes Bovino (incisivo)</p> <p><b>Muestra</b>                      15 especímenes por grupo.</p>
			<p><b>Variable 1</b>                      Resistencia adhesiva</p>	<p>método de prueba más usado y relevante por su confiabilidad en los resultados,este permite evaluar el desempeño del material ante fuerzas externas.Parra L(2012).</p>	<p>Prueba de microtracción (Máquina de ensayo universal. CMT-5L)</p>	<p>Razón</p>	<p>0-n (Mpa)</p>	
			<p><b>Variable 2</b>                      Terapia Fotodinámica</p>	<p>Procedimiento que se basa en la utilización de un agente fotosensibilizador activado por una fuente de luz de longitud de onda especifica en presencia de oxígeno.Birag.R.et.al.(2015).</p>	<p>Elección de láser de baja potencia y longitud de onda</p>	<p>Nominal</p>	<p>si no</p>	
<p><b>Variable 3</b>                      Adhesivo Grabado total</p>	<p>Son sistemas adhesivos convencionales que se usan luego de realizar un acondicionamiento con ácido fosfórico, con una concentración de 30-37%, adhesivo .Henostroza, (2010).</p>	<p>Utilización de Ácido fosfórico al 37%</p>	<p>Nominal</p>	<p>Adhesivo                      Grabado total(Apper Single Bond 2)</p>				

**ANEXO 14: Cuadro de registro de materiales utilizados**

Materiales	Procedencia	# Lote	Caducidad	# de serie
3M ESPE Filtek Z350XT	Made in U.S.A	NA41536	2021-12-28	70-2010-5982-4
3M ESPE Scotchbond	Made in U.S.A	NA01844	2021-10-28	70-2010-1314-4
3M ESPE Adper Single Bond 2	Made in U.S.A	NA43264	Marzo 2022	1-19182009
3M ESPE Elipar Deepcure- L( lampara)	Made in Germany	NS41453	-	76973
Hu-Friedy (Sonda periodontal )	Made in U.S.A	0219	-	D6719377111B
Cavibrush(FGM)	Brasil	160316	Marzo 2021	7898032320561
Maillefer(tiranervio)	Made in Germany	247508	2023-06	A004B02190001
Therapy XT DMC	Made in Brasil	SN 3972	-	13562-030

### ANEXO 15: Prueba de Normalidad Shapiro-Wilk

Variable	Obs	Shapiro – Wilk.			
		W	V	Z	P
grupo 1 Mpa	16	0,943	1,152	0,281	0,389
grupo 2 Mpa	16	0,922	1,583	0,913	0,181

Normalidad  $p > 0.05$

Todas las muestras cumplen con la distribución normal ( $p < 0.05$ ).





**Terapia fotodinámica antimicrobiana como complemento en el tratamiento restaurador directo**

*Antimicrobial photodynamic therapy as a complement in the direct restorative treatment*

*Terapia fotodinâmica antimicrobiana como complemento no tratamento restaurador direto*

Christian Giancarlo Bernal Rodriguez<sup>1</sup>, Gabriela Abe<sup>2</sup>, Carlos de Paula Eduardo<sup>3</sup>, Ana Cecilia Corrêa Aranha<sup>4</sup>, Patricia Moreira de Freitas<sup>5</sup>

RECIBIDO Noviembre/ 2016 CORREGIDO Diciembre/ 2016 APROBADO Diciembre/ 2016

- 1 Alumno del curso de Postgrado (Maestría), Departamento de Dentística, Facultad de Odontología, Universidad de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil; [christianbernal@usp.br](mailto:christianbernal@usp.br)
- 2 Alumna del curso de Postgrado (Maestría), Departamento de Dentística, Facultad de Odontología, Universidad de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil; [gabi\\_abe@usp.br](mailto:gabi_abe@usp.br)
- 3 Profesor Asociado, Laboratorio Especial de Láser en Odontología (LELO), Departamento de Dentística, Facultad de Odontología, Universidad de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil; [cpeduard@usp.br](mailto:cpeduard@usp.br)
- 4 Profesora Titular, Laboratorio Especial de Láser en Odontología (LELO), Departamento de Dentística, Facultad de Odontología, Universidad de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil; [acora@usp.br](mailto:acora@usp.br)
- 5 Profesora Titular, Laboratorio Especial de Láser en Odontología (LELO), Departamento de Dentística, Facultad de Odontología, Universidad de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil; [pfreitas@usp.br](mailto:pfreitas@usp.br)

## RESUMEN

La Caries dental es una enfermedad multifactorial que afecta a gran parte de la población, presentando microorganismos dentro de su proceso de desarrollo, por tal motivo, el objetivo principal en este reporte de caso es reducir el nivel de los microorganismos presentes en los tejidos afectados por la enfermedad caries, ya sea en el esmalte o la dentina para lograr una restauración exitosa. Este proceso restaurador se realizó con el uso de láser de baja potencia junto con un elemento cromóforo el cual penetra en los microorganismos, creando una reacción que elimina los microorganismos presentes en el proceso carioso, este proceso se denomina Terapia Fotodinámica (PDT). La Terapia Fotodinámica antimicrobiana (aPDT) es una técnica que combina la activación de un fotosensibilizador con una luz en presencia de oxígeno produciendo la reactivación de radicales que inducen a la muerte celular de los microorganismos. La aPDT es utilizada para reducir microorganismos, siendo un potencial antimicrobiano en el proceso de caries dental en un procedimiento de restauración directa, evitando así el proceso de caries recidivante, el cual ocurre cuando no hay un previo proceso exhaustivo de eliminación de los restos bacterianos después de limpiar la cavidad con instrumentos rotatorios. El siguiente reporte de caso clínico presenta un paciente con una lesión cariosa, en la que se introduce la aPDT en el proceso de restauración de la pieza 35, como una alternativa coadyuvante para una gran reducción y eliminación de los microorganismos implicados en el proceso de caries, mejorando así la calidad de nuestra restauración con resina, prolongando de esta manera el tiempo de vida de esta restauración.

**Palabras Claves:** Terapia fotodinámica, láser de baja potencia, caries dental.

## ABSTRACT

Dental caries is a multifactorial disease that affects a large majority of the population, which presents microorganisms within its development process. However, the main objective in this case report is to reduce the level of microorganisms present in tissues affected by caries disease, either enamel or dentin to achieve a successful restoration. In this restorative process of dental caries, the use of low-power laser along with a chromophore element, which penetrates the microorganisms, creating a reaction that will destroy the microorganism present in the carious process, this process will be called Photodynamic Therapy (PDT). Antimicrobial Photodynamic Therapy (aPDT) is a technique that combines the activation of a photosensitizer by light in the presence of oxygen producing reactivation of radicals that induced the cell death of the microorganisms. This aPDT has been used to reduce the amount of microorganisms being an antimicrobial potential in the caries process in a direct restorative process, thus avoiding the process of recurrent caries in which it happens when there is no exhaustive previous process of the elimination of the remains of microorganism after clean the cavity with rotating instruments. In the following clinical case report we will present a patient with a caries process in which we introduced the aPDT in the restorative process of tooth 3.5, as an alternative, for an optimal reduction and elimination of microorganisms that involve in the carious process and thus improving the quality of our restoration with resin, and extending the life of this restoration.

**Keywords:** Photodynamic therapy, low power laser, dental caries.

## RESUMO

A Carie dental é uma doença multifatorial que afeta a uma grande maioria da população, que apresenta microorganismos no processo de desenvolvimento, porém, o objetivo principal neste reporte de caso é diminuir os microorganismos presentes nos tecidos afetados pela doença carie sejam em esmalte ou dentina para obter uma restauração com sucesso. Neste processo restaurativo da carie dentária se adicionou o uso do Laser de baixa potência junto com um elemento cromóforo, o qual penetra nos microorganismos, criando uma reação que destruirá o microorganismo presente no processo carioso, este processo será chamado de Terapia Fotodinâmica (PDT). A Terapia Fotodinâmica antimicrobiana (Antimicrobial Photodynamic Therapy - aPDT) é uma técnica que combina a ativação de um fotosensibilizante por luz na presença de oxigênio produzindo reativação de radicais que induziram a morte celular dos microorganismos. Esta aPDT vem sendo usada para reduzir a quantidade de microorganismos sendo um potencial antimicrobiano no processo de carie em um processo restaurativo direto, evitando assim, o processo de carie recidivante na qual acontece quando não existe um processo prévio exaustivo da eliminação dos restos de microorganismos depois de limpar a cavidade com instrumentos rotatórios. No seguinte reporte de caso clínico apresentaremos uma paciente com um processo de carie na qual introduzimos a aPDT no processo restaurativo do dente 3.5, como uma alternativa mais, para uma ótima redução e eliminação de microorganismos que envolvem no processo carioso e assim melhorando a qualidade de nossa restauração com resina, e prolongando o tempo de vida dessa restauração.

**Palavras Chaves:** Terapia fotodinâmica, laser de baixa potência, carie dentária.

## INTRODUCCIÓN

La caries dental es considerada una enfermedad de alta prevalencia en la población mundial y uno de los máximos responsables en el proceso de pérdida dental<sup>1</sup>. Desde el punto de vista biológico, la caries dental es una enfermedad de origen multifactorial y de evolución lenta afectando los tejidos duros dentales (esmalte, dentina y cemento)<sup>2</sup>. La progresión de la caries se produce de manera diferente en cada sustrato dentario<sup>3</sup>.

Convencionalmente, las lesiones cariosas en la dentina presentan dos áreas. La primera llamada dentina infectada, es más superficial y severamente desmineralizada, imposible de tener el proceso de remineralización fisiológica, por lo tanto, su eliminación total es indicada<sup>4</sup>. La segunda área, llamada dentina afectada, es la más profunda, su desmineralización es moderada siendo posible su remineralización, pudiendo preservarse durante el preparo de la cavidad<sup>5</sup>. Aun así, algunos autores han demostrado la presencia de diversas colonias bacterianas en esa área dentinaria<sup>6</sup>, lo que demuestra que la dureza de la dentina no es un parámetro decisivo para determinar la ausencia de bacterias cariogénicas y que la eliminación de la dentina cariada guiada por el criterio clínico convencional de dureza, no garantiza la ausencia de microorganismos<sup>7</sup>.

En general, la participación de la dentina representa una etapa en el proceso evolutivo de la caries dental, en la cual el tratamiento operatorio es necesario con el objetivo de interrumpir el progreso de la lesión cariosa<sup>8</sup>. La mayor dificultad encontrada durante el proceso operatorio es distinguir el límite entre el área de dentina infectada y afectada, con el fin de promover una eliminación selectiva de la dentina infectada. En consecuencia, es necesario utilizar métodos alternativos para descontaminar la dentina restante antes de proceder a restaurar definitivamente la cavidad<sup>9</sup>.

La reducción de los microorganismos es el objetivo principal de varios procedimientos en la prácti-

ca odontológica diaria. Protocolos que favorecen la reducción microbiana se han propuesto como coadyuvantes para el tratamiento de infecciones dentales, entre ellos tenemos el uso de láser de alta potencia o de baja potencia asociado con fotosensibilizadores (aPDT), éstos han sido estudiados e introducidos clínicamente para este fin<sup>10</sup>. La aPDT consiste en la aplicación de agentes fotosensibles que, al interactuar con la luz láser, liberan especies reactivas de oxígeno y radicales libres, los cuales dañan la membrana celular bacteriana y su ADN, lo que conlleva a la destrucción del microorganismo<sup>11,12</sup>.

La terapia fotodinámica antimicrobiana tiene varias ventajas sobre agentes antimicrobianos tradicionales, promoviendo una acelerada eliminación microbiana sin necesidad de altas concentraciones de fotosensibilizador en la zona afectada, como ocurre con el uso de antisépticos y antibióticos<sup>13</sup>. La aPDT también afecta exclusivamente a los microorganismos en el sitio de deposición del agente fotosensible, de esta forma no interfiere con las estructuras subyacentes<sup>14</sup>.

Este artículo tiene como objetivo presentar un reporte de caso clínico en el que se utilizó la terapia fotodinámica antimicrobiana como una técnica complementaria en el tratamiento restaurador directo y discutir los beneficios de esta terapia en odontología restauradora mínimamente invasiva.

## REPORTE DE CASO

Una paciente de sexo femenino de 32 años de edad, asistió a la Clínica de la Facultad de Odontología de la Universidad de São Paulo, presentando como queja principal la presencia de manchas oscuras en las superficies oclusales de los premolares inferiores. Después de realizar la anamnesis y examen clínico exhaustivo, se observó la presencia de lesiones de caries activas en la pieza 35 (*Figura N°1*).



*Figura N° 1. Radiografía inicial del diente 35 evidenciando la lesión cariosa en dentina.*

El tratamiento propuesto fue la de restaurar la pieza 35 con resina nanocompuesta directa, con uso de la terapia fotodinámica antimicrobiana como tratamiento complementario después de la eliminación de tejido cariado (dentina infectada). Para el acceso a la cavidad, fue utilizada una fresa de punta diamantada # 1012 (FG 1011, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) acoplada al motor de alta velocidad (Expertorque E680L, Kavo, Joinville, São Paulo, Brasil) sobre abundante refrigeración con agua (*Figura N° 2*).



*Figura N° 2. Abertura de la cavidad con fresa diamantada esférica.*

La dentina infectada adyacente (*Figura N° 3*) fue retirada cuidadosamente con una fresa de carburo acoplado a un motor de baja velocidad # 2 (FG 1, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), evitando la eliminación de la dentina afectada, o más endurecida (sujeto a remineralización) (*Figura N° 4*).



*Figura N° 3. Lesión en dentina*



*Figura N° 4. Aspecto de la cavidad después de la eliminación de la dentina infectada*

En seguida, fue aplicado el azul de metileno al 0,005% (Chimioflux 5, DMC Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) por 5 minutos (tiempo de incubación o de pre-irradiación) (*Figura N° 5*).



*Figura N° 5. Aplicación del agente fotosensible (gel de azul de metileno al 0,005%).*

Después del periodo de pre-irradiación, fue aplicado el láser de diodo (láser de fotones, DMC Equipamientos, São Carlos, SP, Brasil), con los siguientes parámetros: longitud de onda de 660nm, área de irradiación de 0,028 cm<sup>2</sup>, densidad de energía 320 J/cm<sup>2</sup>, exposición de 90 segundos y energía total de 9J (Figura N° 6).

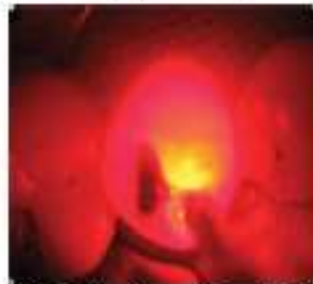


Figura N° 6. Irradiación con láser de baja potencia (660nm).

Terminada la irradiación, el azul de metileno fue removido mediante un lavado con agua por 30 segundos (Figura N° 7 y 8) <sup>14</sup>.



Figura N° 7. Lavado con agua para eliminar el agente fotosensible.



Figura N° 8. Apariencia de la cavidad después de la eliminación del fotosensibilizador.

Por último, se siguió con el procedimiento de restauración convencional: acondicionamiento con ácido fosfórico al 37% (37 Conduct FGM, Joinville, São Paulo, Brasil), 15 segundos sobre el esmalte y 10 sobre la dentina (Figura N° 9), luego se procede al lavado con chorro de agua durante 20 segundos (Figura N° 10) y posteriormente se elimina el exceso de agua con suave chorro de aire, protegiendo la dentina con pequeñas bolas de algodón para evitar la deshidratación (Figura N° 11).



Figura N° 9. Acondicionamiento con ácido fosfórico al 37%.



Figura N° 10. Lavado de la cavidad, para eliminar el ácido fosfórico.



Figura N° 11. Secado con bola de algodón para evitar la deshidratación de la dentina al eliminar el exceso de agua.

Para la adhesión de la resina se utilizó el sistema adhesivo (Single Bond 2 de 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) aplicado de forma activa durante 20 segundos (*Figura N° 12*), luego se evapora el solvente con chorro de aire suave durante 5 segundos (*Figura N° 13*). Seguidamente se procede a la fotopolimerización del adhesivo durante 10 segundos. (*Figura N° 14*) (Gnatus Optilight Max, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil).



*Figura N° 12. Aplicación del sistema adhesivo.*



*Figura N° 13. Chorro de aire evaporando el solvente.*



*Figura N° 14. Fotopolimerización del sistema adhesivo.*

La aplicación de la resina nanocompuesta, de color A2 de esmalte y dentina, (Venus Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania) fue realizada en incrementos oblicuos de unos 2 mm de espesor (*Figura N° 15*), polimerizando cada incremento durante 20 segundos (*Figura N° 16*) hasta completar la restauración total de la cavidad y la escultura dental. Después de terminado el procedimiento restaurador, se realizó al acabado y el ajuste oclusal con fresas diamantadas de grano fino (3195 F y 3195 FF, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) y papel de mordida (Bausch-BK 1001, Renania-Palatinado, Alemania).



*Figura N° 15. Aplicación de resina nanocompuesta en incrementos.*



*Figura N° 16. Fotopolimerización de la resina.*

El pulido de la restauración fue realizada en una segunda sesión, 24 horas después de la finalización de la restauración; en la primera fase se realizó con la punta de Astropol HP (Ivoclar Vivadent, Jolimville, São Paulo, Brasil), siguiendo el protocolo establecido por el fabricante. En la segunda fase continuamos con el pulido con el cepillo Astrobrush (Ivoclar Vivadent, Jolimville, Sao Paulo, Brasil), y una pasta de pulido Diamond Gloss 1 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) (*Figura N° 17*).

8. Burns T, Wilson M, Pearson GJ. Effect of dentine and collagen on the lethal photosensitization of *Streptococcus mutans*. *Caries Res*. 1993;29(3):192-7.
9. O'Neill JF, Hope CK, Wilson M. Oral bacteria in multi-species biofilms can be killed by red light in the presence of toluidine blue. *Laser Surg Med*. 2002;31(2):86-90.
10. Al-Watban FA, Zhang XY. Photodynamic therapy of human undifferentiated thyroid carcinoma-bearing nude mice using topical 5-aminolevulinic acid. *Photomed Laser Surg*. 2005 Apr;23(2):206-11.
11. Dougherty TJ, Gomer CJ, Henderson BW, Jori G, Kessel D, Korbalka M, Mean J, Peng Q. Photodynamic therapy. *J Natl Cancer Inst*. 1998 Jun 17;90(12):889-903.
12. Malik Z, Hanania J, Nitzan Y. Bactericidal effects of photoactivated porphyrins—an alternative approach to antimicrobial drugs. *J Photochem Photobiol B*. 1990 May;5(3-4):281-93.
13. Courissar RA. Princípios e práticas do laser na odontologia. *Pesquisa odontológica com laser*. New York; 2011;17: 299.
14. Guglielmi Cde A, Simionato MR, Ramalho KM, Imperato JC, Pinheiro SL, Luz MA. Clinical use of photodynamic antimicrobial chemotherapy for the treatment of deep carious lesions. *J Biomed Opt*. 2011 Aug;16(8):088003.
15. Zhigova G, Rashkova M, Rocca JP. Minimally invasive treatment of dental caries in primary teeth using an Er:YAG Laser. *Laser Ther*. 2014 Dec;23(4):249-54.
16. Friedlander L, McElroy K, Daniel B, Cullinan M, Hankin S. Direct pulp capping of permanent teeth in New Zealand general dental practice—a practice based research study. *N Z Dent J*. 2015 Jun;111(2):58-64.
17. Dutiz IM, Horta ID, Azevedo CS, Elmadjian TR, Matos AB, Simionato MR, Marques MM. Antimicrobial photodynamic therapy: a promise candidate for caries lesions treatment. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2015 Sep;12(3):511-8.
18. Santin GC, Oliveira DS, Gale R, Boratto MC, Corcova SA. Antimicrobial photodynamic therapy and dental plaque: a systematic review of the literature. *Scientific World Journal*. 2014;2014:824538.
19. Araujo PV, Correia-Silva Jde F, Gomez RS, Matosara Nde L, Cortes ME, Poleto LT. Antimicrobial effect of photodynamic therapy in carious lesions in vivo, using culture and real-time PCR methods. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2015 Sep;12(3):401-7.
20. König K, Teschke M, Sigusch B, Glockmann E, Eick S, Pfister W. Red light kills bacteria via photodynamic action. *Cell Mol Biol (Nancy-le-grand)*. 2000 Nov;46(7):1297-303.
21. Steiner-Oliveira C, Lougo PL, Araújo AC, Ramalho KM, Mayer MP, de Paula Eduardo C. Randomized in vivo evaluation of photodynamic antimicrobial chemotherapy on deciduous carious dentin. *J Biomed Opt*. 2015 Oct;20(10):108003.
22. Guglielmi Cde A, Simionato MR, Ramalho KM, Imperato JC, Pinheiro SL, Luz MA. Clinical use of photodynamic antimicrobial chemotherapy for the treatment of deep carious lesions. *J Biomed Opt*. 2011 Aug;16(8):088003. *Borrás* 2014.
23. Araújo NC, Fontana CR, Bagnato VS, Gerbi ME. Photodynamic Antimicrobial therapy of curcumin in biofilms and carious dentine. *Laser Med Sci*. 2014 Mar;29(2):629-35.
24. Wilson M, Dobson J, Harvey W. Sensitization of oral bacteria to killing by low-power laser radiation. *Curr Microbiol*. 1992 Aug;25(2):77-81.
25. Kleins MW, Hermann FCS, Klein-Junior CA, Piva F. A remoção da dentina cariada na prática restauradora - Revisão da literatura. *Rev Dent* 2009; 8(18):15-23.

## Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems

S. Bouillaguet<sup>a,\*</sup>, P. Gysi<sup>a</sup>, J.C. Wataha<sup>b</sup>, B. Ciucchi<sup>c</sup>, M. Cattani<sup>d</sup>, Ch. Godin<sup>d</sup>, J.M. Meyer<sup>d</sup>

<sup>a</sup>Department of Cariology, Endodontics and Pediatric Dentistry, School of Dental Medicine, University of Geneva, 19 Rue Barthelemy-Mess 1205 Geneva, Switzerland

<sup>b</sup>Department of Oral Rehabilitation, School of Dentistry, Medical College of Georgia, Augusta, GA, USA  
<sup>c</sup>Geneva State Dental Clinic, 3 rue De Fausigny 1204 Geneva, Switzerland

<sup>d</sup>Department of Biomaterials, School of Dental Medicine, University of Geneva, 19 Rue Barthelemy-Mess 1205 Geneva, Switzerland

Received 13 March 2000; revised 13 June 2000; accepted 17 August 2000

### Abstract

**Objective:** This *in vitro* study compared the dentin bonding performance of eight adhesive systems using a microtensile bond strength test.

**Methods:** Thirty bovine teeth were ground to 600-grit to obtain flat root-dentin surfaces. Two conventional adhesive systems (Scotchbond Multipurpose Plus, OptiBond FL), four one-step adhesive systems (Scotchbond 1, Asba S.A.C., Prime and Bond NT, Excite) and two self-etching adhesive materials (Clearfil Liner Bond 2 V and Prompt L-Pop) were evaluated. Each bonding system was applied according to manufacturer's instructions and followed by composite (Z100) application. Immediately after bonding, the teeth were prepared for microtensile testing. Bond strength to dentin was measured using a Vitrolyse V-1000 universal tester. There were 14 replicates for each material. Fractured specimens were further observed by SEM.

**Results:** Scotchbond Multipurpose Plus exhibited significantly ( $p < 0.05$ ) higher bond strength values ( $30.3 \pm 9.4$  MPa) than all other materials. The bond strengths of the other materials were (from highest to lowest): OptiBond FL ( $22.4 \pm 4.3$  MPa), Scotchbond 1 ( $18.9 \pm 3.2$ ), Clearfil Liner Bond 2 V ( $18.9 \pm 3.0$ ), Prime and Bond NT ( $18.3 \pm 6.9$ ), Asba S.A.C. ( $14.4 \pm 2.9$ ), Excite ( $13.8 \pm 3.7$ ), and Prompt L-Pop ( $9.1 \pm 3.3$ ). Statistical comparisons frequently overlapped, but OptiBond was significantly ( $p < 0.05$ ) greater than Asba, Excite, and Prompt L-Pop; whereas, Scotchbond 1 was only significantly ( $p < 0.05$ ) greater than Prompt L-Pop. Asba, Excite and Prompt L-Pop were not significantly different. The fracture modes were mostly adhesive.

**Conclusion:** The conventional adhesive systems produced higher bond strengths to root dentin than most one-step adhesives and one self-etching adhesive, with the exception of one material in each respective system. © 2001 Elsevier Science Ltd. All rights reserved.

**Keywords:** Dentin; Adhesive systems; Bond strength; Microtensile testing

### 1. Introduction

Micromechanical retention is considered the most important mechanism for bonding resin to dentin. Such retention can occur when resin completely infiltrates dentinal surfaces and creates a hybrid or resin-reinforced dentin layer [1]. A hybrid layer can be produced by etching the dentin prior to priming and bonding the dentin surface. Etching of the dentin is necessary to remove the smear layer and to expose the collagen fibers of the dentinal matrix. During priming, hydrophilic monomers that diffuse

across the demineralized dentin stabilize the hydrated collagen network and displace water with polymerizable monomers. Finally, the adhesive resins are applied to the primed dentin and polymerized. Depending on their composition and chemistry, current materials can be classified as conventional adhesive systems, one-step adhesives or self-etching adhesive systems.

Most conventional adhesive systems (three bonding steps) can produce high resin–dentin bond strengths, but reports have described factors that could influence their bonding performance. Excessive etching of the dentin produces weak bonding because collagen fibers at the base of the demineralized dentin are not completely impregnated by the resin [2]. Furthermore, there is a risk of collagen collapse during air drying after etching [3,4] and moisture

\* Corresponding author. Tel.: +41-22-382-91-65; fax: +41-22-781-12-97.  
E-mail address: serge.bouillaguet@medecine.unige.ch (S. Bouillaguet).



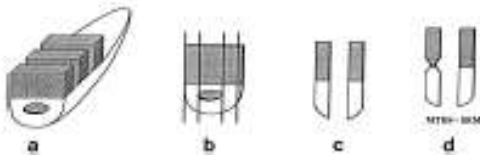


Fig. 1. Specimen preparation. (a) Bovine root longitudinally sliced and flat prepared to grid-600, supporting three blocks of resin composite bonded with three different adhesive systems. (b) Bonded sample sectioned perpendicular to the root surface to obtain a 0.6 mm thick slices. (c) Three of slices from identical position. (d) For microtensile testing, one slice is bear glass stapled at the bonded interface to obtain a surface area of approximately 1 mm<sup>2</sup>. For SEM observation, the other slice was left untouched.

control has been shown to be critical when using conventional adhesive systems [5]. Recently, manufacturers have introduced self-priming adhesive materials (also called one-step adhesive systems) to simplify clinical procedures. Self-priming adhesives are claimed to completely infiltrate the etched dentin with resin in one clinical step. However, recent studies have suggested that combining the primer and adhesive resins into a single application step may reduce hybridization effectiveness [6]. Another approach to prevent the risk of defective hybridization is the use of self-etching adhesive systems. With these systems, etching and priming of the dentin occur simultaneously by infiltrating the smear-covered dentin with acidic resins. Thus, critical procedures like rinsing of the etchant and priming of the hydrated collagen fibers are eliminated. Furthermore, the risk for incomplete impregnation of the demineralized dentin by the adhesive resin is completely avoided. However, it is still unclear if these materials can produce strong, durable bonds when applied to dentin [7].

Until recently, shear bond tests were routinely used to measure the bonding performance of adhesive systems. Such tests involve the preparation of flat surfaces of dentin with diameters ranging between 3 and 10 mm. However, large human dentin surfaces can be only prepared from crown segments of molars, and molars have great variability in dentin structure and composition. Moreover, the most convenient source of human teeth is unerupted, young third molars, which mainly consist of highly permeable dentin. Bonding procedures on such surfaces will therefore include different substrates resulting in combined bonding patterns. These factors have been reviewed by Marshall et al. [8] who commented on the variables found within dentin substrates and their respective influence on bonding. Further, with the improvements of adhesive materials, there is an increasing incidence of cohesive failures of dentin during testing, to the point that as many as 80% of the failures are occurring cohesively in dentin [9]. This means that the true interfacial bond strength between the adhesive and the dentin is not being measured. However, failures that occur in the range of 15–30 MPa, do not necessarily imply that the intrinsic strength of dentin has been exceeded. Sano et al. [10] reported that the ultimate tensile

strength of human dentin was 106 MPa. Thus, cohesive failures in dentin observed after shear bond testing might be due to the development of uneven stress distributions within the dentin during testing [11]. Therefore, the relevance of conventional shear bond tests is now questioned [12].

Recently, a new bond-testing procedure called the microtensile bond strength test (MTBS) has been developed by Sano et al. [10]. This technique allows the testing of very small cross-sectional areas of dentin–resin specimens and develops a uniform stress distribution during testing so that most bond failures occur interfacially. Furthermore, this technique allows the use of smaller, more uniform dentin samples such as root dentin. The hypothesis tested in the current study was that a valuable comparison between different adhesive systems could be made when using a uniform dentin substrate in combination with the microtensile bond strength test. Specifically, the objective of the current study was to compare the microtensile bond strength to bovine dentin of two conventional adhesive systems, four one-step adhesives and two self-etching systems, all of which are currently in use clinically.

## 2. Materials and methods

Thirty bovine central incisors (at least three year old) stored in 4°C isotonic sodium chloride containing 0.2% sodium azide were used for this study. The roots were sectioned at the cervical level of the crown and the pulp was removed with small forceps. Then, a flat dentinal surface was created on the radicular surface by grinding the root with 200-grit silicon carbide paper under running water. The radicular surface was finished with 600-grit silicon carbide paper under running water to create a standardized smear layer. Because of the large surface area of dentin available and the small size of the specimen to be tested, a minimum of three different adhesive systems was applied on each tooth (Fig. 1). Dental wax was used to separate three distinctive dentin areas and to avoid contamination between the materials to be tested.

Two conventional adhesive systems were tested in this study: Scotchbond MP Plus (3M Company, MN, USA) and Optibond FL (Kerr, Romulus MI). For the Scotchbond MP Plus adhesive system, the dentin surface was acid etched for 15 s with the 37% phosphoric acid gel, rinsed for 10 s and dried briefly at a distance of 2 cm to keep the dentinal surfaces visibly moist. The primer was then applied to the etched dentin and gently air dried prior to the application of the adhesive resin that was light cured for 10 s. Flat composite buildups of Z100 resin composite 3 mm thick were placed in 1 mm increments and each layer was polymerized for 40 s. Bonding with Optibond FL was performed by brushing the Optibond FL primer with the applicator for 30 s onto dentinal surface previously etched for 15 s with the Kerr etchant gel. Then, the Optibond FL adhesive was applied in a uniform layer and light cured for 30 s. Bonding with Optibond FL was followed by Z100 application.

The one-step adhesive systems tested were Prime and Bond NT (De Trey Dentaply, Konstanz, Germany), Scotchbond 1 (3M Company, MN, USA), Excite (Vivadent, Schaan, Liechtenstein), and Asba S.C.A. (La maison dentaire SA, Balzers, Liechtenstein). Bonding with Prime and Bond NT was performed by applying two successive coats of self-priming adhesive onto the etched dentinal surface (De Trey conditioner 36% phosphoric acid for 15 s). Each layer was applied for 20 s onto wet dentin before evaporating the excess of solvent with a 5 s air blast. The adhesive layer was light cured for 10 s prior to the Z100 application. For the Scotchbond 1 adhesive system, the dentin surface was acid etched for 20 s with the 37% phosphoric acid gel, rinsed for 10 s and lightly blot-dried. Two consecutive coats of adhesive resin were applied to etched dentin and gently dried for 5 s to evaporate the solvent. The adhesive layer was photopolymerized for 10 s prior to the application of the Z100 composite material. For the Excite adhesive system, the dentin was etched with the Total Etch gel (37% phosphoric acid) for no longer than 15 s and rinsed with water spray without excessive drying of the dentinal surface, leaving the dentinal surface slightly moist. The self-priming adhesive was applied to the dentin surface and brushed for 10 s using the Vivadent applicator. The material was lightly blot-dried to evaporate the solvent, and finally light cured for 20 s. Bonding was followed by Z100 application. Prior to bonding with Asba single component adhesive, the dentin was etched for 15 s with the Blue Etch 38% phosphoric acid gel and rinsed with water for 15 s and dried briefly to leave the dentinal surfaces slightly moist. The self-priming adhesive was applied on the dentin before evaporating the solvent with an air blast for 10 s. Then a second coat was applied and thinned with a gentle stream at a distance of 2 cm to provide a uniform coating before light curing the adhesive layer for 10 s. After bonding, the Z100 composite material was applied as previously described.

The self-etching primers tested were the Clearfil Liner bond 2V (Kuraray Co, Osaka, Japan), and the Prompt L Pop (ESPE, Seefeld, Germany). For the Clearfil Liner Bond 2V dentin surfaces were primed and bonded following the manufacturer's instructions. Equal amounts of Primer liquids A and B were mixed together and applied with a brush for 30 s. After evaporating the solvent, the bond liquid A was brushed onto the conditioned surface, thinned with a gentle air stream and polymerized for 20 s. After bonding, the Z100 composite material was applied as previously described. Following manufacturer's instructions, the Prompt L-Pop adhesive was activated and applied to the smear-covered dentin using the disposable applicator. The adhesive was brushed for 15 s, thinned with a gentle stream and light cured for 10 s. In absence of shiny appearance, the application was repeated prior to the placement of the composite buildup. This step was required in approximately 10% of the specimens.

Immediately after bonding, all specimens were prepared for microtensile testing. Each tooth was first mounted on a

low speed saw (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL) and serially sectioned perpendicular to the bonded surface to produce a minimum of two dentin slices per material. Each slice was approximately 0.6 mm thick (Fig. 1). The slice widths were trimmed at the bonded interface (with a high-speed fine diamond bur) to reduce the bonded surface area to approximately 1.0 mm<sup>2</sup>. Because thin sectioning and trimming of the samples can alter the quality of the bond by producing microvibrations, cracks, and overheating, air-water spray was always used during trimming. For the tensile testing, both the composite and root ends of each specimen were then glued with cyanoacrylic cement on the opposite ends of a Bencor Multi T apparatus and stressed at 1 mm/min with a V1000, Vitrodyne testing machine (Vitrodyne V-1000 Universal Tester, Chatham, Greenboro, NC, USA). The cross-section surfaces were measured with a digital micrometer. The tensile bond strength of each slice was calculated as the force at failure divided by the bonded cross-section surface area and expressed in MPa. For each material, a mean bond strength value was calculated from the values obtained with 14 individual slices. Differences between materials were determined by Analysis of Variance with Tukey multiple comparison intervals ( $\alpha = 0.05$ ). Immediately after testing, fractured samples along with untested samples were fixed in 10% buffered formaldehyde overnight, then carried through ascending alcohol concentrations to 100% alcohol and finally critical-point dried. They were sputtered coated with gold and examined in a Phillips XL 20 scanning electron microscope to analyze fracture modes and adhesive layers.

### 3. Results

For each material, 14 replicates were used to calculate the mean and the standard deviation of the tensile bond strength to dentin. The results are presented in Fig. 2 in order from highest to lowest bond strength. For the conventional adhesive systems, Scotchbond Multipurpose Plus exhibited significantly ( $p < 0.05$ ) higher bond strength values ( $30.3 \pm 9.4$  MPa) than Optibond FL ( $22.4 \pm 4.3$  MPa). The results for ScotchBond Multi purpose Plus were significantly higher than those reported for all other adhesives. Bonding to dentin with one-step adhesive systems resulted in higher bond strengths for Scotchbond 1 ( $18.9 \pm 3.2$  MPa) compared to Prime and Bond NT ( $18.3 \pm 6.9$  MPa), Asba S.A.C. ( $14.4 \pm 2.9$  MPa) and Excite ( $13.8 \pm 3.7$  MPa). However, there were no statistical differences among these materials. Further, the results for Asba S.A.C. and Excite were not statistically different to those reported for Prompt L-Pop. Bonding to dentin with self-etching adhesive systems resulted in higher bond strengths for Clearfil Liner Bond 2V ( $18.9 \pm 3.0$  MPa) than for Prompt L-Pop with a mean value of ( $9.1 \pm 3.3$  MPa). There was a statistically significant difference between Clearfil Liner Bond 2V and Prompt L-Pop. However, the results reported for Clearfil

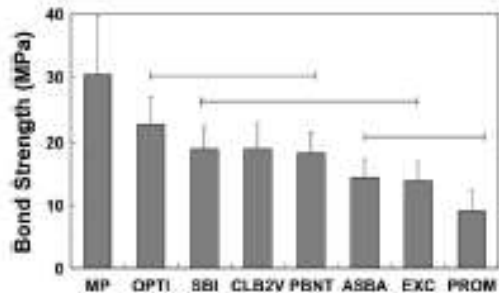


Fig. 2. Bond strength (mean  $\pm$  SD, in MPa) for the conventional adhesive systems Scotchbond MP Plus (MP) and Optibond FL (Opti), for the one-step adhesive systems Prime and Bond NT (NT), Scotchbond 1 (SBI), Asha S.A.C. (Asha) and Excite (Exc), for the self-etching systems Prompt L-Pop (Pop) and Clearfil Liner Bond 2 V (CL2V). Bars connect results which were not significantly different from one another (ANOVA, Tukey,  $\alpha = 0.05$ ,  $n = 14$ ).

Liner Bond 2V were not statistically different from those reported for Scotchbond 1, Prime and Bond NT Asha S.A.C. and Excite.

Fractured specimens were observed under SEM to determine the type of fracture after microtensile testing. The results are presented in Table 1. Failures after testing mostly occurred between the adhesive layer and dentin (adhesive failures 70%) with some specimens exhibiting mixed fractures (combined fractures between the adhesive layer and the composite 20%). A few specimens, however, showed cohesive failures in composite (7.2%) or in dentin (2.8%).

#### 4. Discussion

Many factors can influence the bonding performance of adhesive systems to dentin. Among these are the dentin

Table 1  
Type of failure observed in dentin-composite specimens by SEM

Type of failure	Adhesive <sup>a</sup>	Mixed <sup>b</sup>	Cohesive <sup>c</sup>	
			In dentin	In composite
Scotchbond MP Plus	10	3	1	
Optibond FL	5	4	2	3
Scotchbond 1	13	1		
Prime & Bond NT	9	3	2	
Asha S.A.C.	10	4		
Excite	9	3	2	
Clearfil Liner Bond 2 V	12	2		
Prompt L-Pop	11	3		

<sup>a</sup> Adhesive fracture means the resin separated from the dentin at the top level of the adhesive layer.

<sup>b</sup> Mixed fracture of contained areas of both adhesive and cohesive modes of fracture.

<sup>c</sup> Cohesive fracture means the fracture occurred within the dentin or the composite.

substrate, the testing procedures, and the handling of the material. Bovine dentin has never been considered as a perfect substitute for human dentin in adhesive studies. Schilke et al. [13] reported significantly lower shear bond strength values for dentin adhesives tested on bovine root dentin compared to human permanent dentin. However, the use of bovine root dentin in the current study should have reduced the influence of regional variability observed in human dentin and consequently the variations commonly reported with adhesion tests. This objective was not realized since the coefficients of variation in the current study ranged from 16.2% for Clearfil Liner Bond 2V to 38% for Prime and Bond NT. Such variations, however, are similar to those reported by others using the same testing method [14,15].

The choice of radicular bovine dentin was also made to produce pairs of symmetric samples originating from similar locations within the tooth (Fig. 1). One sample was used for the SEM observation of the hybrid and adhesive layers while the fractured sample was used to analyze the type of failure after microtensile testing. For the Scotchbond MP Plus, a well-developed resin-impregnated zone (hybrid layer) ranging from 2 to 4  $\mu$ m in depth and covered by a uniform adhesive layer (approximately 30  $\mu$ m) was generally observed. Such bonded interfaces usually produced adhesive failures at the top of the hybrid layer (Fig. 3) in the range of 20 MPa, but thicker adhesive layers (up to 100  $\mu$ m) were mostly associated with mixed failures (Fig. 4) corresponding to higher bond strength values (up to 53 MPa). These observations support the concept of stress absorbing material in presence of thick adhesive layers [16], although there is no statistical evidence available from the current study to support this concept.

Most Optibond FL specimens showed a 3  $\mu$ m thick hybrid layer with a 20  $\mu$ m adhesive layer. Despite this appearance, most of the failures observed after microtensile testing were mixed or cohesive (Table 1). It must be noted, however, that with filled adhesive resin, the exact determination of the failure mode by SEM was difficult because of the filler contained in the adhesive layer [17]. As a result, the reported tensile bond strength for Optibond FL may not have accurately reflected the real performance of this material.

Bond strengths to dentin of the one-step adhesive systems tested in this study ranged between 18.9 and 13.8 MPa. The Scotchbond 1 exhibited the best results (18.9 MPa) with the lowest coefficient of variation (17%) and the highest proportion of adhesive failures. Further, SEM observations showed that most failures occurred at the top of the hybrid layer (3  $\mu$ m). However, it must be noted that this value is much lower than previously reported by for Scotchbond 1 applied to human dentin [18]. The current result could be partially related to the characteristics of bovine dentin [19] and to the immediate testing of the samples after bonding application [20]. When observed under the SEM, Prime and Bond NT treated specimens revealed a good penetration of the resin into the etched dentin resulting in the formation of a 4  $\mu$ m

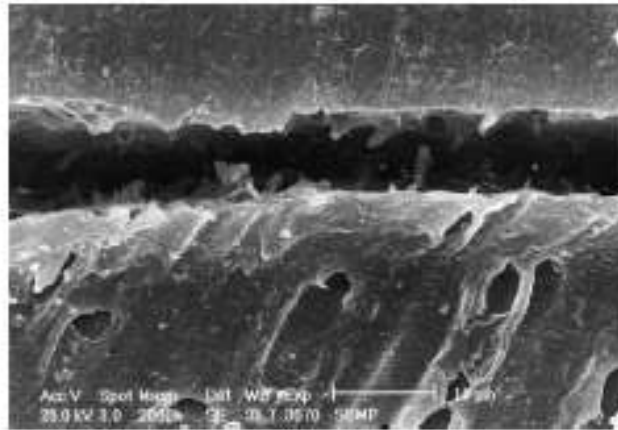


Fig. 3. Tested specimen of Scotchbond MP Plus. The dentin and composite fragments have been relocated after microtensile testing. A dentin hybrid layer of 4–5  $\mu\text{m}$  is observed. Separation occurred at the top of the hybrid layer. Short resin tags pulled out of the hybrid zone are visible below the adhesive layer.

thick hybrid layer despite the presence of voids (Fig. 5). Further, the thickness of the adhesive layer was variable and ranged between 10 and 30  $\mu\text{m}$ . This nonuniform appearance was attributed to the distribution of the fillers in the resin, which probably influenced the final thickness of the adhesive layer. Further, an excessive thinning of the resin during the evaporation of the solvent could also explain the variations reported with this material. Asha S.A.C. and Excite treated specimens mostly produced thin adhesive layers (10  $\mu\text{m}$ ) and lower bond strengths to dentin (Fig. 6). Incomplete polymerization of the adhesive layer may have contributed to the lower bond strengths observed with these materials since such adhesive layers are more sensitive to water or oxygen contamination [21]. The two

self-etching systems tested showed significant differences in performance in terms of bond strength and fracture modes. These differences could be attributed to the efficiency of their respective monomers at infiltrating the smear layer and producing resin tags [22]. It is also possible that the low bond strengths recorded with the Prompt L-Pop may indicate that the single component material cannot yet fulfill all requirements for the production of effective adhesive layers. Furthermore, the time allowed for the chemical reactions appears to be extremely shortened with this latter system. This result is somewhat supported by the SEM micrographs showing poorly infiltrated smear layer (Fig. 7). It is still unclear, if a prolonged application time will increase the performance of this system.

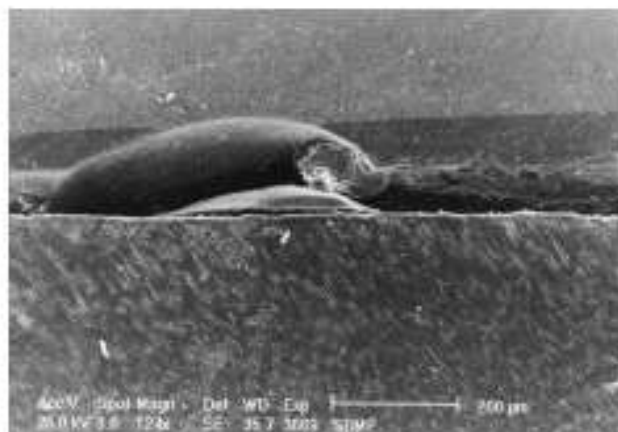


Fig. 4. Scotchbond MP Plus tested specimen repositioned as in Fig. 3. Mixed appearance of the fracture, passing on top of the hybrid zone and extending into the adhesive resin layer as well as inside of the composite material.

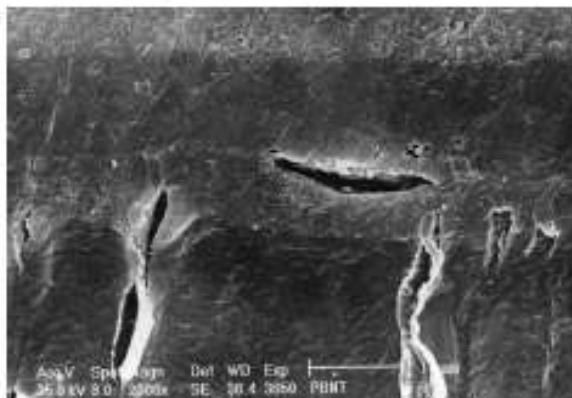


Fig. 5. Prime and Bond NT interface of a non-tested specimen. Microgaps can be observed along the top of a 5  $\mu\text{m}$  thick hybrid layer illustrating the weak adhesion of the resin to the hybridized-zone. This defect may be the consequence of a poor evaporation of the resin solvents.

Certainly, the manufacturers have come to a point where the simplification of the procedures with single component adhesive systems becomes beneficial by limiting the influence of poor handling of the material by the practitioner [23] but also becomes a negative factor by restricting the efficiency of the bonding process [6]. Nevertheless, the introduction of new materials is constantly occurring, and improvements in chemistry and composition could lead to better performance in the future.

### 5. Conclusion

Despite a simplification of the bonding procedures in one-step and self-etching dentin bonding systems, the results of this

study indicated that only ScotchBond MP Plus (conventional) provided statistically higher bond strengths to bovine root dentin. Optibond FL (conventional), ScotchBond 1 (one-step), Clearfil Liner Bond 2V (self-etching), and Prime and Bond NT (one-step) were statistically all the same.

### Acknowledgements

The authors wish to thank all manufacturers for supporting this study. This work was also supported by grant no 186 from the Swiss Society of Odontostomatology (SSO). We are grateful to Mrs Hugette Hemoux for secretarial support.

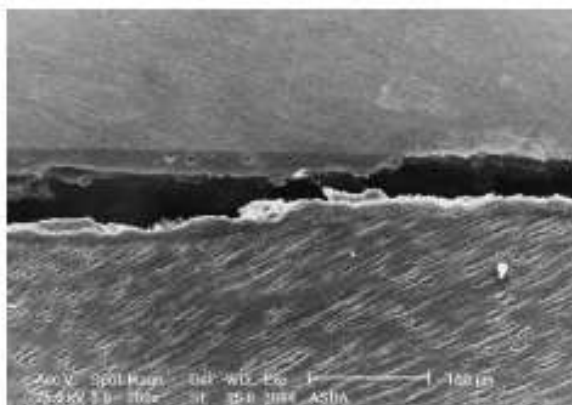


Fig. 6. Adia S.A.C. interface after microtensile testing. The fracture path goes both inside and on a top of the adhesive layer, as an indication of an incomplete polymerization of the resin.

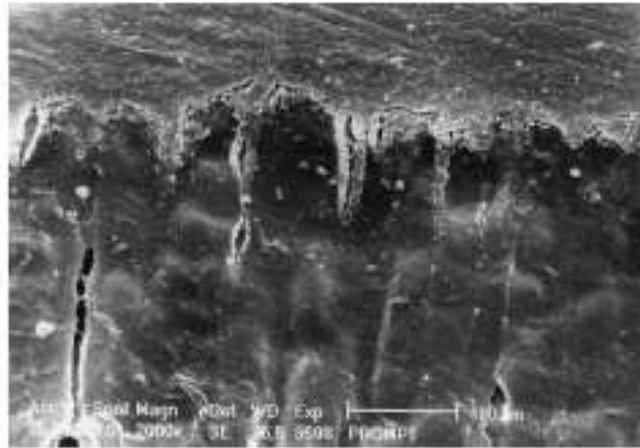


Fig. 7. Prong-L-Pup interface of a non-etched specimen. The hybrid layer appears granular and weakly infiltrated with resin. This appearance may well reflect the fact that the material was only brushed onto dentin for 15 s. The smear layer seems almost intact in place. Note also the cracks and voids at the top of the smear-modified zone.

## References

- [1] Nakabayashi N, Kojima K, Machiwa E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *Journal Biomedical Material Research* 1982;16:265–73.
- [2] Imai SI, Walker DA, Glazer M, et al. Neuroleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Operative Dentistry* 1999;24:181–8.
- [3] Buckley DH, Ciacci B, Sano H, et al. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International* 1993;24:618–31.
- [4] Sano H, Takatsu T, Ciacci B, et al. Neuroleakage: leakage within the hybrid layer. *Operative Dentistry* 1994;20:18–25.
- [5] Tay EB, O'Brien AJ, Pang KM, et al. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *Journal of Dental Research* 1995;74:1168–78.
- [6] Van Meerbeek B, Yoshida Y, Suzuki J, et al. Hybridization effectiveness of a two-step versus the one-step enamel layer removing adhesive material examined correlatively by TEM and AFM. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1:7–23.
- [7] Sano H, Yoshikawa T, Hirota PNR, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *Journal of Dental Research* 1999;78:906–11.
- [8] Marshall JGW, Marshall SJ, Kinney JH, et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry* 1997;25:441–58.
- [9] Erickson RL, Okopnik EA. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *Journal of Esthetic Dentistry* 1994;6:227–44.
- [10] Sano H, Shono T, Senoda H, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength — evaluation of a microtensile bond test. *Dental Materials* 1994;10:236–40.
- [11] Van Meerbeek B, Cardoso GE, Howard JC, et al. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *Journal of Dental Research* 1991;70:889–95.
- [12] Varian A, Tenthrop D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research* 1997;76:1298–307.
- [13] Schüller R, Buzan G, Licon JA, et al. Resin dentin as a substrate for human dentin in shear bond strength measurement. *American Journal of Dentistry* 1999;12:92–96.
- [14] Shono Y, Ogawa T, Yamashita M, et al. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research* 1999;78:699–705.
- [15] Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, et al. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *Journal of Dentistry* 1996;24:435–42.
- [16] Abdalla AL, Davidson CL. Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems. *American Journal of Dentistry* 1993;6:295–8.
- [17] Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental Materials* 1998;14:44–50.
- [18] Nakajima M, Sano H, Ueha I, et al. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Operative Dentistry* 2000;25:2–10.
- [19] Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*. Tokyo: Quintessence Publishing, 1993.
- [20] Peico RB, Hill GC. In vitro comparison of 10-min versus 24-h shear bond strengths of six dentin bonding agents. *Quintessence International* 1999;30:122–34.
- [21] Ruggenberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/composite system. *Journal of Dental Research* 1990;69:1652–8.
- [22] Prakharen S, Burrow MF, Tyo MJ. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *Journal of Dentistry* 1999;27:265–74.
- [23] Ciacci B, Benillogue S, Holz J, et al. The battle of the bonds 1995. *Revue Médicale Suisse d'Odontostomatologie* 1997;107:32–36.