



UNIVERSIDAD
Finis Terrae

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**EFFECTO DE LA UTILIZACIÓN DE CLORHEXIDINA AL 2%
DURANTE EL PROTOCOLO RESTAURADOR, EN LA
RESISTENCIA ADHESIVA DE RESINAS COMPUESTAS AL
SUSTRATO DENTINARIO.**

FRANCISCA ALEJANDRA VILLAR RIQUELME
ROBERTO ANDRES YANINE MARRÉ

Tesis presentada a la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae
para optar al título profesional de Cirujano Dentista

Profesor Guía: Dr. Sergio Sánchez Alarcón

Santiago, Chile

2018

AGRADECIMIENTOS

Cada etapa tiene un principio y un fin, y con esto debo agradecer el fin exitoso y un comienzo prometedor para lo viene en un futuro. Esto se debe a las personas que me han apoyado y han hecho que el trabajo se realice con éxito.

A mis padres Rossana Riquelme y Raúl Villar que con amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, gracias por el apoyo incondicional que me han entregado.

A mis hermanos Diego, Daniel y María José Villar por estar siempre presentes acompañándome, por el apoyo moral que me brindaron a lo largo de esta etapa en mi vida.

A mi hija Luciana Guajardo Villar, por ser la luz que ilumino mi camino y ser la razón por la que todo esfuerzo valió la pena, por acompañarme y hacer que esta etapa fuera especial y diferente.

A mi Abuelo Raúl Villar, que a pesar de no poder estar en este término sé que en algún lugar me estará acompañando orgulloso por el término de mi carrera profesional que siempre me alentó y apoyo.

A mi profesor guía de tesis, Sergio Sánchez Alarcón, por aceptar realizar este trabajo de investigación junto a nosotros y entregarnos todos sus conocimientos para poder terminar esta etapa con éxito.

Por último, agradecer a mi compañero de tesis, ya que nuestro trabajo en conjunto llevó a que hoy podamos lograr nuestro sueño.

Francisca Villar Riquelme

AGRADECIMIENTOS

Ya son un poco más de 6 años desde que entre el 2012 a Odontología, el tiempo pasa volando y con eso las enseñanzas que pasan por la vida son enormes y más las que me dejó esta linda carrera, tanto académicamente como en mi vida personal.

Quiero agradecer a mi Familia quienes desde el día primer día de esta travesía me dieron todo su apoyo expresándolo con amor, cariño y lealtad. Mamá, Papá y Omar muchas gracias.

Quiero agradecer profundamente a nuestro tutor guía, el Dr. Sergio Sánchez Alarcón, quien con mucho entusiasmo decidió dar su tiempo y conocimientos para desarrollar este desafío, donde su paciencia y sabiduría se vieron reflejadas en la motivación e instrucción que nos dio en cada momento que se vivió. Dr. muchas gracias por todo.

También quiero agradecer a mi compañera de Tesis, por aceptar realizar este proyecto conmigo. Quiero agradecer su perseverancia, paciencia y conocimientos brindados, sin ella esta Tesis habría sido más larga y difícil de desarrollar.

Finalmente quiero agradecer a todas las personas que conocí en este camino, unos este mismo nos separó y otros hasta el día de hoy siguen, a todos ellos gracias por las enseñanzas, historias y experiencias dejadas en mi memoria.

Eternamente agradecido de esta bella etapa y con los brazos abiertos para una nueva.

Roberto Yanine Marré

INDICE

Agradecimientos.....	ii
Índice de contenidos.....	iv
Resumen.....	vi
Abstract.....	vii
1. Introducción.....	1
2. Marco teórico.....	3
A Piezas dentarias.....	3
B Odontología restauradora.....	5
B.1 Definición.....	5
B.2 Caries dental.....	5
B.3 Patologías no cariosas.....	7
B.4 Tratamientos	8
C Resinas compuestas	9
C.1 Composición	9
C.2 Propiedades	10
C.3 Clasificación	13
C.4 Polimerización.....	14
C.5 Consideraciones	16
D Adhesión	17
D.1 Definición	17
D.2 Tipos de adhesión	17
D.3 Requisitos	18
E Adhesión a esmalte y grabado acido	20
E.1 Métodos de aplicación.....	21
F Adhesión a dentina y sistemas adhesivos.....	22
F.1 Sistemas adhesivos	23
F.2 Composición.....	23
F.3 Clasificación	23
G Capa hibrida	26
H Clorhexidina	27

H.1	Definición	27
H.2	Uso en odontología	27
H.3	Metaloproteinasas.....	28
H.4	Interacciones	29
I	Resistencia adhesiva	30
3.	Hipótesis.....	33
4.	Objetivos.....	33
4.1	Objetivo general.....	33
4.2	Objetivos específicos.....	33
5.	Metodología.....	34
A.	Diseño de investigación.....	34
B.	Universo y muestra.....	34
C.	Criterios de elegibilidad.....	34
C.1	Criterios de inclusión.....	34
D.	Variables.....	35
D.1	Variables independientes.....	35
D.2	Variables dependientes.....	35
E.	Técnica de recolección de datos.....	37
F.	Análisis e interpretación de los datos.....	41
6.	Resultados.....	43
7.	Discusión.....	45
8.	Conclusión.....	48
9.	Consideraciones éticas.....	49
10.	Referencias.....	50
11.	Anexos.....	58
12.	Información docente.....	64

RESUMEN

La adhesión de las resinas compuestas al sustrato dentinario ha sido un reto para la Odontología Restauradora desde sus inicios, debido a que la composición y estructura de este tejido dentario, hace más engorroso este procedimiento. Al exponer la matriz colágena de la dentina mediante el grabado ácido, se liberan y activan las metaloproteinasas presentes en el tejido colágeno, las cuales a largo plazo podrían generar la degradación de la capa híbrida. La evidencia actual establece que utilizar clorhexidina al 2% (CHX) posterior al grabado ácido en la dentina inhibe la acción de las metaloproteinasas, ya que compite por los iones que activan estas enzimas, por lo que se ha propuesto en ciertos protocolos, utilizar la CHX dentro del protocolo adhesivo de las resinas compuestas. La interrogante que surge de esto es si rehumectar la dentina con clorhexidina posterior al grabado ácido, afecta la resistencia adhesiva de las resinas compuestas al sustrato dentinario. Es por esta razón que en nuestro estudio se utilizaron 30 terceros molares sanos, los que fueron seccionados en sentido sagital, estos se clasificaron en grupo A o experimental, el cual recibió tratamiento con CHX al 2% y grupo B o control el cual no fue tratado con CHX al 2%. Se procedió a adherir en la dentina un cilindro de resina compuesta, para después ser sometido a una prueba de resistencia a la cizalla, ejerciendo la fuerza en la interfase adhesiva diente-resina, hasta que el cilindro adherido se desprendiera o fracturara. Una vez obtenido los resultados se tabularon y se analizaron mediante el software R. Todos los test realizados se tomaron con un 95% de confianza, equivalente a un 5% de significancia, en donde se obtuvo como resultado que no hay evidencia estadísticamente significativa para determinar que el uso de clorhexidina al 2% posterior al grabado ácido afecte en la resistencia adhesiva de las resinas compuestas al sustrato dentinario en el corto plazo.

Palabras clave: Dentina, metaloproteinasas, clorhexidina, resistencia adhesiva.

ABSTRACT

The adhesion of composite resins to the dentin substrate has been a challenge for Restorative Dentistry since its inception, because of the composition and structure of this dental tissue that makes this procedure more difficult. By exposing the collagen matrix of the dentin by acid etching, the metalloproteinases present in the collagen tissue are released and activated, which in the long term could generate the degradation of the hybrid layer. Current evidence states that using 2% chlorhexidine (CHX) after acid etching in dentin inhibits the action of metalloproteinases, since it competes for the ions that activate these enzymes, being the reason why it has been proposed in certain protocols, to use the CHX within the adhesive protocol of composite resins. The question that arises from this is that rewet dentin with chlorhexidine after acid etching, affects the adhesive resistance of composite resins to the dentin substrate. To answer this, 30 healthy third molars were used in our study, which were sectioned sagittally, and classified in group A or experimental, which received treatment with 2% CHX and group B or control which was not treated with 2% CHX. A cylinder of composite resin was adhered to the dentin, and then subjected to a shear strength test, exerting force on the tooth-resin adhesive interface, until the adhered cylinder breaks off or fractures. Once the results were obtained, they were tabulated and analyzed using the R software. All tests performed were taken with 95% confidence, equivalent to 5% of significance. The result of this experiment was that there is no statistically significant evidence to determine that the use of 2% chlorhexidine after acid etching affects the adhesive resistance of composite resins to the dentin substrate in the short term.

Key words: Dentin, metalloproteinases, chlorhexidine, adhesive strength

1.- INTRODUCCIÓN

La gran evolución de los sistemas adhesivos dentarios, cambió significativamente la práctica de la Odontología Restauradora. El desafío ha sido conseguir la adhesión a la dentina, ya que es un sustrato más complejo que el esmalte. Por esto Fusayama sugirió emplear la técnica de grabado ácido en dentina, iniciando así una nueva era en el desarrollo y utilización de los sistemas adhesivos⁽¹⁾, necesarios para la confección de restauraciones de resina compuesta, las cuales han ayudado a devolver la anatomía, función y propiedades mecánicas a las piezas dentarias afectadas por patologías que alteren su integridad.

Una de las complicaciones que ha presentado el sistema adhesivo es el sellado de la interfase entre el diente y la resina compuesta, y su mantención en el tiempo, debido a la heterogeneidad de la estructura dentaria y la morfología de la superficie y/o deficiencias de los materiales adhesivos⁽²⁾. Por otro lado el problema de la contracción de polimerización y la generación de estrés en la interfase resina-dentina, puede conducir a la formación de espacios en esta interfase adhesiva, lo que puede causar microfiltración, decoloración marginal, caries secundarias, dolor y sensibilidad postoperatoria⁽³⁾. Todo esto presenta un constante desafío para la capa híbrida generada por los sistemas adhesivos⁽⁴⁾.

Se ha demostrado también, que la adhesión puede ser afectada por la degradación de la capa híbrida a largo plazo, ya que a partir del grabado ácido y la acción de las caries se gatillan una serie de factores, como la activación endógena de metaloproteinasas (MMPs) de la matriz. Estas MMPs regulan los mecanismos patológicos y/o fisiológicos de los tejidos que contienen colágeno, y serán expresadas como consecuencia de estos procesos cariosos o del grabado ácido, al quedar las fibras colágenas expuestas⁽⁵⁾.

Se ha propuesto la incorporación de la clorhexidina como rehumectante dentinario previo al protocolo adhesivo, ya que tiene un efecto inhibitorio sobre la actividad de las MMPs del colágeno⁽⁵⁾. Actualmente es muy utilizada para reducir o eliminar las bacterias de los tejidos de las preparaciones cavitarias⁽²⁾.

Sin embargo, algunos estudios han demostrado que el uso de Clorhexidina posterior al grabado ácido afecta la adhesión inicial a la dentina, ya que la Clorhexidina ocuparía los espacios generados en la superficie dentaria por el acondicionamiento ácido previo, impidiendo la imprimación del sistema adhesivo para formar la capa híbrida, afectando los valores adhesivos^(6,7). A esto se suma la mayor cantidad de pasos en el protocolo, y teniendo un mayor tiempo de exposición de la dentina grabada, siendo la preparación más susceptible a contaminación con otras sustancias y de esta manera haciendo que la adhesión sea deficiente⁽⁵⁾.

Es por esto que el propósito de este estudio es determinar el efecto de la clorhexidina al 2% en la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta a la dentina, al utilizarla en el protocolo adhesivo.

Nuestro estudio aportará a la comunidad científica, conocimiento para poder determinar y unificar criterios clínicos que incorporen la clorhexidina a los protocolos sistemas adhesivos, así de este modo optimizar la adhesión de resina compuesta a la dentina.

2.- MARCO TEÓRICO

A.-PIEZA DENTARIA

La anatomía dentaria enfoca, como rama de la Biología, el estudio y organización del diente, como ente aislado y como integrante del sistema dentario y del aparato masticador⁽⁸⁾.

Los dientes están constituidos por tejidos diferenciados y que reconocen distintos orígenes embrionarios, son órganos duros, pequeños, de color blanco amarillento, dispuestos en forma de arco en ambos maxilares, que componen en su conjunto el sistema dentario⁽⁸⁾.

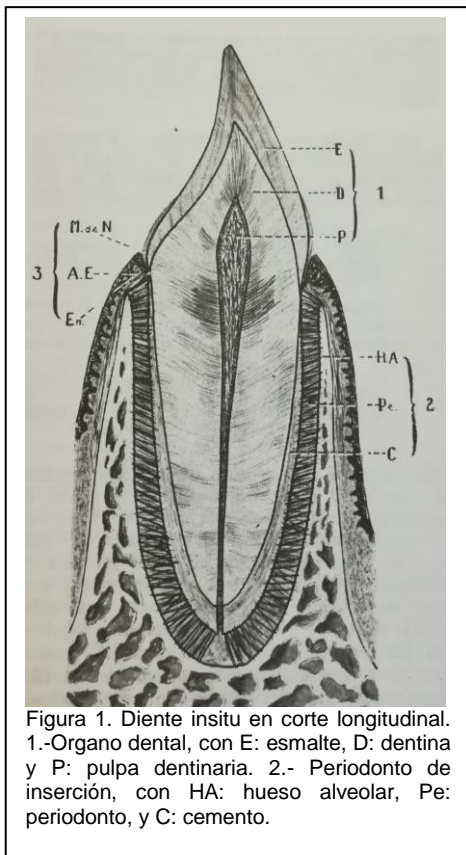


Figura 1. Diente insitu en corte longitudinal. 1.-Órgano dental, con E: esmalte, D: dentina y P: pulpa dentinaria. 2.- Periodonto de inserción, con HA: hueso alveolar, Pe: periodonto, y C: cemento.

Dentro de la estructura de los dientes existen tres tejidos duros: esmalte, cemento y dentina, y uno blando: la pulpa⁽⁸⁾. (Fig. 1)

El esmalte es el tejido periférico de la corona, el cual está compuesto por aproximadamente 96% de mineral principalmente Hidroxiapatita (HA), 3% agua y 1% de material orgánico⁽⁵⁾.

Su extrema dureza, registrada como 5 en la escala de Mohs, es la mayor observada en la estructura humana y esta deriva de su composición química, dado que su proporción orgánica se estima en un 1.7% de su peso, explicando así su fragilidad y su incapacidad de resistir presiones por si solo sin

fracturarse⁽⁸⁾.

La porción mineral está fundamentalmente conformada por ejes de HA de tamaño nanométrico, que se combinan sistemáticamente para formar estructuras alargadas de unos 4-8 nm de diámetro llamadas prismas, los cuales se unen mediante una capa delgada de material orgánico basado en proteína, extendiéndose desde la unión amelodentinaria hasta la superficie oclusal⁽⁹⁾.

La dentina constituye el tejido mineralizado que ocupa la mayor parte de la estructura dentaria. Es un tejido conjuntivo avascular mineralizado, atravesado en su totalidad por túbulos dentinarios. Está revestido por el esmalte en su porción coronal y por el cemento en su porción radicular. Internamente, la dentina está limitada por la cámara pulpar, que contiene la pulpa dental⁽¹⁰⁾.

La composición química de la Dentina es de aproximadamente un 70% de materia inorgánica, un 20% de materia orgánica y un 10% de agua⁽¹⁰⁾. La materia inorgánica consiste de cristales de HA y en menor proporción fosfatos amorfos y carbonatos⁽¹⁰⁾.

La matriz orgánica, posee una gran cantidad de macromoléculas, de las cuales alrededor del 91 % es colágeno tipo I (Fig. 2), y también se encuentran otros tipos de colágenos como el tipo III, V y VI. El colágeno es una proteína cuya unidad básica estructural es el tropocolágeno. El colágeno tipo I en la dentina presenta dos cadenas $\alpha 1$ polipeptídicas y una $\alpha 2$. La interacción intermolecular de estas



Figura 2. Fibras de colágeno tipo I

cadena α establecen la conformación cuaternaria de la molécula de colágeno. Estas moléculas en la matriz dentinaria están organizadas supramolecularmente, generando que solo lleguen a formar fibrillas y estas a su vez fibras. Dentro de la matriz dentinaria se encuentran un grupo de proteasas zinc dependientes, encargadas de la remodelación proteica de la matriz extracelular, estas se denominan metaloproteinasas (MMPs)⁽¹¹⁾.

El resto de las proteínas presentes no son colagénicas, como la fosforína dentinaria que es la más abundante después del colágeno, proteoglucanos y glucosaminoglucanos, estos dos últimos le otorgan propiedades elásticas y flexibilidad que evitan la fractura del esmalte⁽¹⁰⁾.

B.-ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

B.1.-Definición

La Odontología Restauradora se define como la especialidad que estudia y aplica de forma integral el diagnóstico, el tratamiento y el pronóstico dental, con el fin de devolver a las piezas dentarias la estética, anatomía y función perdida por causa de las patologías dentales⁽¹²⁾.

La pieza dentaria puede ser afectada por distintas patologías que alteren su integridad. Estas pueden ser de origen multifactorial como la caries dental y de origen no bacteriano como las abrasiones, erosiones, atriciones, abfracciones, y traumatismos⁽¹³⁻¹⁵⁾.

B.2.- Caries dental

Es una de las patologías de origen infeccioso de mayor prevalencia en las piezas dentales, la cual consiste en la desmineralización localizada de los tejidos duros del diente, generada por los subproductos ácidos de la metabolización bacteriana de los carbohidratos fermentables presentes en la dieta⁽¹⁶⁾.

La primera manifestación macroscópica de la enfermedad es una mancha blanco-tiza reversible (Fig. 3), ya que esta se encuentra establecida en boca antes de la manifestación de la lesión cariosa⁽¹⁷⁾, la cual puede llevar a una cavitación si el mineral continúa siendo expuesto al medio ácido⁽¹⁸⁾.



Figura 3. Lesión de mancha blanca.

En una lesión de mancha blanca en esmalte, se puede ver una pérdida de translucidez, generando una superficie opaca, de aspecto tizoso y sin brillo, siendo detectable cuando la superficie adamantina esta seca. Al ocurrir esto despues del secado demuestra que el nivel de porosidad del esmalte ha aumentado, generando que los espacios intercristalinos sean mas grandes⁽¹⁷⁾.

Histologicamente hablando, la lesión cariosa esta formada en profundidad por 4 zonas. La zona superficial es la primera, se encuentra inalterada en relación a las demás zonas, donde presenta un 5% a 10% de desmineralización, esta actúa

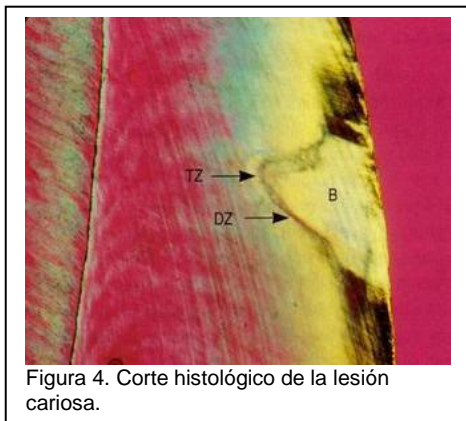


Figura 4. Corte histológico de la lesión cariosa.

como gradiente de difusión para iones calcio, fosfato y flúor entre el esmalte y el medio bucal. La segunda zona es el cuerpo de la lesión, abarca mayor superficie, por lo que presenta un mayor porcentaje de desmineralización, siendo un 25% a 50%, esta presenta mayor cantidad de materia orgánica y agua debido a la entrada de bacterias y saliva.

La tercera parte, es la zona oscura, la cual posee una pérdida de mineral de un 2% a 4%, es producida por el proceso de desmineralización/remineralización, presenta muy poca perdida de mineral y se evidencian procesos de remineralización, lo que indica que aquí la lesión esta con un avance muy lento o se encuentra detenida. Por último encontraremos la zona translúcida, que corresponde a la zona de avance de la lesión, y tiene su denominación debido a que posee el mismo índice de refracción que los cristales del esmalte al ser teñidas y observadas al microscopio, dando a entender que la estructura cristalina del esmalte esta desorganizada y translúcida⁽¹⁷⁾. (Fig. 4)

B.3.- Patologías No Cariosas

Además de la caries dental, hay otros tipos de patologías asociadas a piezas dentales, que no son producidas por bacterias, llamadas lesiones no cariosas, como las abrasiones, erosiones, abfracciones, atriciones o traumas⁽¹⁴⁾.



Figura 5. Lesiones cervicales no cariosas.
A.- Abrasión. B.- Erosión. C.- Abfracción

Abrasiones son el desgaste de tejido dentario por la fricción de un material exógeno sobre las superficies dental (Fig. 5). Se entiende por material exógeno a los abrasivos presentes en los alimentos o cualquier otro material sólido que entre en contacto con las piezas dentarias⁽¹⁴⁾.

Las erosiones, son definidas como la degradación de la superficie dental por agentes químicos (ácidos) los cuales no son provenientes de bacterias. Son de apariencia vidriosa con bordes de esmalte redondeado, la superficie adamantina puede desgastarse al nivel de dejar expuesta la dentina. Los causantes pueden ser de origen exógeno, endógeno o idiopático⁽¹⁴⁾.

Las abfracciones son lesiones en forma de cuña o V en la zona cervical del diente, coronal al borde alveolar, producidas por fuerzas de la oclusión en ejes distintos al eje axial de la pieza dentaria, lo que ocasiona que la pieza dentaria se vaya flexionando, generando que el esmalte y la dentina presenten microfracturas en su superficie, y así estos se desgaste⁽¹⁴⁾.

Las atriciones son la pérdida progresiva de tejido dental generada por el contacto entre las superficies dentales sin la precedencia de alimentos y/o de elementos extraños. A la observación clínica se ve la formación de facetas, son superficies

planas con borde definido, cada faceta corresponde con un diente antagonista. La etiología de esta lesión se relaciona con el bruxismo, otra causa también relacionada son las para funciones⁽¹⁴⁾.

Los traumas dentales se pueden definir como lesiones en los dientes y tejidos blandos, producidos por una acción violenta⁽¹⁵⁾.

B.4.-Tratamientos

La Odontología Restauradora ofrece una serie de tratamientos restauradores para reparar el daño producido por las patologías cariosas como no cariosas. La finalidad de la restauración dental es proporcionar salud, función, anatomía y estética a los dientes como también a los tejidos blandos circundantes, dando armonía y estabilidad a los dientes en conjunto con el sistema estomatognático⁽¹²⁾.

Dentro de la gama de tratamientos que se pueden realizar para tratar las lesiones de las piezas dentarias, tenemos las restauraciones directas e indirectas, esto se determina según el grado de destrucción de las piezas dentales⁽¹²⁾.

Las restauraciones directas, son realizadas en el sillón dental, posterior a la preparación cavitaria. Su indicación depende de la destrucción de la pieza dental, siendo esta menor a un 30%, sin presentar destrucción y/o debilitamiento cuspeo. El material dental a utilizar puede ser un resina compuesta o amalgama, la elección del material dependerá de las necesidades del caso⁽¹⁹⁾ (Fig. 6 y 7).



Las restauraciones indirectas son confeccionadas en el laboratorio a partir de un modelo de trabajo, que posee la preparación de la pieza a restaurar. Estas están indicadas en casos que haya más de un 30% de destrucción coronaria, con pérdida de una cúspide y/o debilitamiento de esta, entre otras indicaciones⁽¹⁹⁾ (Fig.8)

C.- RESINAS COMPUESTAS

Dentro de las restauraciones directas, está la confección de restauraciones de resinas compuestas, estas pueden ser indicadas según el grado de destrucción del remanente dental y el compromiso estético que tenga la dentición del paciente⁽¹⁾.

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles⁽²⁰⁾.

Con su primera aparición solo se utilizaban en el sector anterior. Luego, gracias a las mejoras en sus propiedades como la resistencia al desgaste, manipulación y estética, se comenzaron a utilizar como material restaurador en el sector posterior⁽²¹⁾.

C.1.- Composición

Las resinas compuestas están formadas por tres componentes químicamente diferentes, la matriz orgánica, el relleno y el agente de unión⁽²⁰⁻²²⁾ (Fig. 9)

La matriz orgánica comprende un sistema de monómero mono, di y trifuncionales; esta se compone de una resina plástica, en su mayoría formada de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos, generalmente son el Bisfenol A metacrilato de glicidil (Bis-GMA) y Dimetacrilato de uretano (UDMA). Tanto Bis-

GMA como UDMA son monómeros de alto peso molecular, por esto se agregan otros de bajo peso molecular, como el Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el Dimetacrilato de Bisfenol A Etoxilado (Bis-EMA) o el Dimetacrilato de Bisfenol A (Bis-MA) para controlar su consistencia y hacerlos menos viscosos. Estos monómeros son los elementos de la matriz de resina que más se emplean para formar estructuras poliméricas⁽²⁰⁻²²⁾.

Otro componente de la matriz orgánica, son los sistemas iniciadores de radicales libres, los que pueden ser activados por una exposición química o lumínica, siendo en la actualidad el último sistema el más utilizado⁽²³⁾.

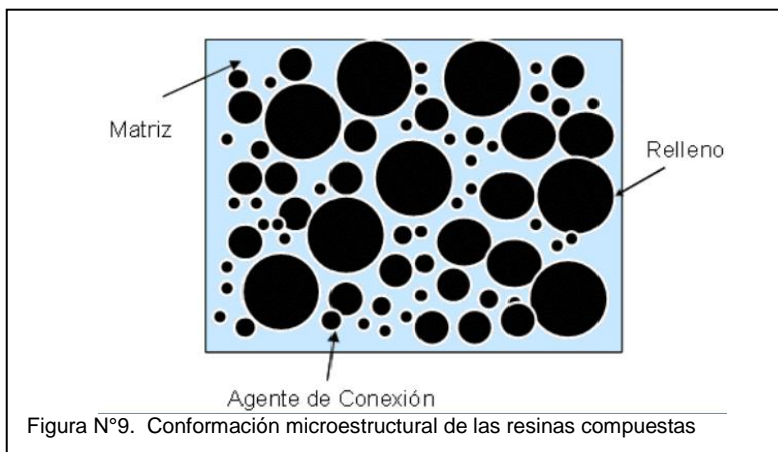
El relleno que corresponde a la fase inorgánica o también llamada fase cerámica, está compuesto por partículas que se le agregan a la matriz resinosa para mejorar la estabilidad dimensional y sus propiedades físicas y mecánicas. Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido)⁽²⁰⁻²²⁾.

La cantidad de partículas cerámicas presentes en un composite determinara su porcentaje de relleno. Se debe tener en cuenta que la evaluación del porcentaje debe hacerse en función del volumen utilizado de partículas y no por el peso de estas en la mezcla⁽²⁴⁾. Su principal propósito es reforzar la resina, mientras mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serán las propiedades de la resina⁽²⁴⁾.

Ya mencionados los dos componentes que se encuentran en mayor cantidad en las resinas compuestas se necesita un tercer componente que es el responsable de la unión de los dos primeros, ya que la matriz orgánica y el relleno son de naturaleza química distinta⁽²⁰⁾. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características del relleno y de la matriz⁽²⁰⁾.

El responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo, y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano^(20,21).

El silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, ya que establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), a la fase más rígida (partículas de relleno). Otra propiedad que genera este agente de acoplamiento es la prevención de la penetración de agua en la interfase Bis-GMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina⁽²⁰⁾.



C.2.- Propiedades

Las resinas compuestas presentan propiedades físicas y químicas que afectan su comportamiento como también su manipulación⁽²⁴⁾.

Dentro de las primeras características físicas esta la *viscosidad*, que se refiere a su consistencia y capacidad de fluir, donde poseer una viscosidad adecuada, tiene gran importancia clínica ya que facilita su manipulación⁽²⁴⁾.

La *Resistencia a la fractura* refiere a la tensión necesaria para generar una falla cohesiva dentro de la resina. Esta es dependiente del relleno del material, donde

las resina compuesta de alta viscosidad poseen a su vez una elevada resistencia a la fractura⁽²⁴⁾.

La rigidez del material está indicada por el *Módulo de elasticidad*. Un material con elevado módulo de elasticidad tiene un comportamiento más rígido. Esta cualidad en las resinas compuestas está directamente relacionada con el relleno, al haber mayor porcentaje y tamaño de partículas, el módulo de elasticidad será mayor⁽²⁴⁾.

Las resinas compuestas tienen la capacidad de oponerse a la pérdida superficial de material, lo que puede ser producido por el contacto de una pieza antagonista, el mismo bolo alimenticio o algún otro objeto que este en contacto con ella, esta propiedad es denominada *resistencia al desgaste*, y está en relación directa con la forma, el tamaño y el contenido de las partículas de relleno. Mientras mayor sea la cantidad de relleno, menor el tamaño y más dureza en sus partículas, la resina compuesta será menos abrasiva, y con mayor resistencia al desgaste⁽²⁴⁾.

El *coeficiente de expansión dimensional térmico*, es la velocidad de cambio dimensional, por unidad de cambio de temperatura. Mientras más cercano sea el coeficiente de la resina al coeficiente de los tejidos dentarios, serán menores las posibilidades de generación de brechas marginales entre diente y restauración al haber cambios de temperatura. Al ser bajo el coeficiente de expansión térmica el grado de adaptación marginal será mejor⁽²⁴⁾.

También se debe considerar el fenómeno de *Contracción de polimerización* ocurre debido a que los monómeros de la matriz están separados por una distancia de 4nm la cual al ocurrir la polimerización se establece una unión más fuerte y corta, de 1,5nm. El reordenamiento espacial generado provoca una disminución en el volumen del material. Este proceso genera fuerzas que van al centro del material, las cuales provocan tensiones en las paredes dentarias en las que esta adherido. Estos cambios en el material generan brechas en la interfase diente restauración, fracturas cohesivas del material restaurador o una

deformación externa del material sin afectar al interfase adhesiva. Cuando la interfase adhesiva se ve afectada, con el tiempo se pueden generar filtraciones marginales, tinciones en el interfase diente restauración, sensibilidad pulpar, o también caries secundarias⁽²⁵⁾.

C.3.- Clasificación

Las resinas compuestas se pueden clasificar según el tamaño de sus partículas o por el contenido de relleno⁽²⁶⁾.

Primero encontraremos las resinas de macro relleno presentaban partículas de entre 10 y 50 μm . Sus propiedades clínicas deficientes generaban desgastes en las piezas antagonistas, por lo que se dejaron de utilizar⁽²⁶⁾.

Las resinas de micro relleno tienen partículas de entre 0.01 y 0.04 μm , por lo tanto tienen un alto valor de pulido, brillo superficial y estética, es por esto que se consideran una buena elección para restauraciones dentarias en zonas anteriores, el inconveniente que estas presentan son sus deficientes propiedades mecánicas, por lo que no son recomendadas para restaurar el sector posterior, y en la actualidad prácticamente no se utilizan⁽²⁶⁾.

Las resinas híbridas son el resultado de la combinación de partículas de relleno cuyo tamaño oscila entre 0.6 y 1 μm y partículas de relleno de sílice coloidal con un tamaño de 0.04 μm , estas presentan excelentes propiedades estéticas y mecánicas, tales como la gran variedad de colores lo que genera una mayor capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja absorción acuosa, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica similar al experimentado por el tejido dentario, lo que permite su uso en piezas dentarias anteriores y posteriores⁽²⁶⁾.

Las resinas de nanorellenos tienen partículas menores a 10 nm. Entre sus propiedades se destacan su alta translucidez, pulido, propiedades mecánicas y resistencia al desgaste, son indicadas tanto en el sector anterior como en el posterior⁽²⁶⁾.

Las resinas nanohíbridas contiene partículas con una variada distribución de tamaño entre los 5 y 100 nm. La compresión y la resistencia a la fractura de estas resinas son equivalentes o superiores a los otros tipos de relleno. Estas resinas presentan buenas propiedades físicas, mecánicas y estéticas⁽²⁶⁾.

Otro tipo de clasificación que tienen las resinas compuestas es según el contenido de relleno, donde se tienen resinas de alto contenido de relleno también llamadas resinas condensables, estas presentan alrededor de un 80% de relleno, poseen altas propiedades mecánicas en términos de rigidez pero al poseer un alto contenido de partículas de relleno esto genera que tengan alta viscosidad, por lo que son de difícil manipulación, produciendo una mala adaptación entre cada capa de resina, y a los bordes marginales de la preparación, además poseen nulas propiedades estéticas por lo que no se utilizan en el sector anterior^(20,22,26).

Las resinas convencionales poseen una cantidad de relleno menor al 60%, tienen un bajo grado de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga. Presentan una viscosidad media^(20,22,26).

Las resinas fluidas son de un bajo contenido de relleno cerámico, por lo que tienen un bajo módulo de elasticidad, escurren mejor y por eso posibilitan una mayor humectación (baja viscosidad), adaptación y funcionan compensando la tensión en la preparación, pero al presentar una menor cantidad de relleno sus propiedades mecánicas como la resistencia al desgaste es inferior a las resinas ya mencionadas^(20,22,26).

C.4.- Polimerización

El proceso de polimerización está definido como la transformación de oligómeros y monómeros en una matriz polimérica. La polimerización de monómeros de las resinas compuestas se puede lograr de varias formas tales como el autocurado, termocurado y fotocurado⁽²³⁾.

En los sistemas de fotocurado, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforquinona, lucerinas u otras disquetonas) el que al ser expuesto a la luz en presencia de co-iniciadores, genera la formación de radicales libres los cuales son encargados de abrir los doble enlaces de los monómeros de la matriz orgánica, iniciando así la reacción de polimerización. Es necesario que sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible⁽²³⁾.

Dentro de la gama de lámparas que se han creado las más comunes, menos costosas, confiables y más estudiadas son las lámparas halógenas, estas poseen una longitud de onda de 380-510nm con un filtro de 100nm, estas lámparas producen luz blanca y para producir luz con una longitud de onda específica, se debe filtrar, generando que gran parte de esta radiación sea desperdiciada, siendo este uno de sus grandes problemas⁽²³⁾.

Hoy en día las más utilizadas son las lámparas emisoras de luz de diodos (LED). La longitud de onda del haz de luz generado va desde los 390nm-480nm siendo este el espectro que corresponde a la luz azul⁽²³⁾.



Sin embargo, el clínico debe ser cuidadoso en minimizar la exposición de luz, hasta que el material esté listo para curar, de otra forma puede comenzar una polimerización prematura y el tiempo de trabajo se puede reducir considerablemente^(20,21,23).

Las resinas de autocurado, se induce la polimerización por medio de la utilización de un iniciador que es un peróxido orgánico (peróxido de benzoilo) y un activador a base de una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina)⁽²⁰⁻²³⁾.

Los sistemas de termocurado, el iniciador sigue siendo el peróxido de benzoilo, la diferencia es que para poder desencadenar la reacción de polimerización es necesaria la aplicación de calor, obtenido por medio de agua caliente (activador) a cierta temperatura⁽²³⁾.

C.5.- Consideraciones

Al trabajar con resinas compuestas hay que tener ciertas consideraciones, como la resistencia en la interfase dentina-resina, esta puede verse afectada a mediano y largo plazo debido a alteraciones morfológicas que revela la desnaturalización parcial o completa de los constituyentes de esta interfase⁽²⁷⁾.

Esto se puede dar por la degradación del componente resinoso, ya que el polímero absorbe agua, generando una hidrólisis de sus moléculas, llevando a la alteración parcial de la energía de cohesión de las cadenas poliméricas, provocando su degradación⁽²⁷⁾.

Por otro lado, se ha demostrado que durante el acondicionamiento con ácido ocurre una desnaturalización parcial de las fibras colágenas. Al quedar expuestas estas fibras se produce una acción proteolítica de los componentes de la matriz de dentina desmineralizada, o de la dentina adyacente a la capa híbrida. Esto es debido a la proteólisis del colágeno, por medio de la activación de las MMPs, que son enzimas no colagénicas que constituyen parte de la matriz extracelular de la dentina. Esto comienza en las zonas donde los adhesivos dentinarios no logran recubrir totalmente las fibras colágenas expuestas por el proceso de desmineralización, tornándolas susceptibles a la degradación frente a los fluidos presentes en la estructura dental subyacente a la capa híbrida⁽²⁷⁾.

El éxito clínico de las resinas compuestas dependerá en gran parte del material y de la técnica empleada⁽¹⁾. Es imprescindible para este éxito, lograr una correcta adhesión de estos materiales a la pieza dentaria^(1,28).

D.- ADHESIÓN

D.1.- Definición

Es cualquier mecanismo que permita que dos partes con una estructura molecular distinta se mantengan en contacto⁽²⁹⁾. Cuando tienen la misma estructura molecular, el mecanismo que las mantiene unidas se llama cohesión⁽³⁰⁾.

En Odontología se define como cualquier mecanismo que genere que se mantenga un contacto íntimo, y un sellado marginal entre la superficie mineralizada de los tejidos dentarios y un biomaterial restaurador durante un tiempo prolongado. Esto genera que la pieza ya restaurada y el material restaurador, funcionen como una sola estructura, recibiendo y disipando fuerzas⁽²⁹⁾.

El íntimo contacto entre las partes, es fundamental para la obtención de esta adhesión, por lo que se requiere de un agente de unión, que es un semilíquido de baja viscosidad, que compatibiliza ambas superficies, y al polimerizar endurece generando que las dos superficies se adhieran, y no se separen⁽²⁸⁾. El material que compatibiliza las dos superficies se llama adhesivo y la superficie donde es aplicado se llama adherente⁽³⁰⁾.

D.2.- Tipos de adhesión

Existe la adhesión física o mecánica, y química⁽²⁹⁾. La adhesión física también conocida como mecánica, es la unión de dos superficies por medio de una traba, y se basa en las características morfológicas de estas⁽²⁹⁾. Este tipo de adhesión

se divide en macromecánica y micromecánica. La primera es por medio de características macroscópicas de las superficies las cuales generan una traba dejándolas en contacto permanente⁽²⁹⁾. La segunda es alcanzada por medio de efectos que ocurren en la superficie dentaria tratada previamente y los cambios que presenta un biomaterial restaurador⁽²⁹⁾. La adhesión micromecánica presenta dos efectos, el primero es de tipo geométrico, generado por las irregularidades de dos superficies en íntimo contacto con un adhesivo semilíquido entre éstas, que al polimerizar genera una traba dejándolas unidas⁽²⁹⁾. El segundo efecto que se puede presentar es el efecto reológico, el cual ocurre cuando un material semisólido o semilíquido endurece en una superficie sólida, sufriendo un cambio dimensional de expansión o contracción, el cual genera un ajuste entre las dos superficies, adhiriéndolas físicamente^(28,29).

Por otro lado, también se encuentra la adhesión química, que es lograda exclusivamente por una la interacción y unión entre los átomos y/o moléculas que constituyen las dos superficies que se encuentran en contacto. Esta es capaz de fijar permanentemente las dos superficies⁽²⁹⁾. Es generada por la formación de enlaces tanto primarios como secundarios. Los primarios son conocidos como enlaces covalentes o enlaces iónicos^(28,29). Dentro de las uniones secundarias se conocen las fuerzas de Van der Waals, y los puentes de hidrógeno⁽³¹⁾.

En las restauraciones de resinas compuestas directas, se genera adhesión micromecánica por efecto geométrico en esmalte y debido a que la resina polimeriza dentro de las micro retenciones que genera el grabado ácido y en la dentina se va a generar adhesión por efecto geométrico y reológico debido a la hibridación con adhesivo de la matriz colágena dentinaria. Esto se produce, por la interacción de las fibras colágenas con los monómeros del adhesivo, al penetrar éste en la red de colágeno desmineralizado por el grabado ácido, endureciendo por polimerización dentro de esta red y quedando adherido a las fibras por medio de una traba⁽²⁹⁾.

D.3.- Requisitos

Para lograr la adhesión se requiere de una serie de características que tanto el adhesivo como el adherente deben cumplir para así poder llevar a cabo este fenómeno de manera eficiente⁽³⁰⁾.

Una de estas características es la *energía superficial*, que se define como la energía de atracción que poseen las moléculas de una estructura, siendo esta mayor en la superficie que en el interior del sólido, debido a que los átomos que se encuentran más alejados del interior no se encuentran atraídos de la misma manera en todas las direcciones⁽³⁰⁾.

En los líquidos ocurre un fenómeno llamado *tensión superficial*, el cual consiste en la energía necesaria para aumentar su superficie por unidad de área. Al entrar en contacto un sólido con un líquido, los átomos superficiales del líquido son atraídos por los átomos del sólido, lo cual debe contrarrestar la tensión superficial del líquido, para así aumentar la superficie y generar adhesión⁽³⁰⁾.

La humectación por su parte, es la capacidad de un líquido de fluir fácilmente sobre una superficie sólida. Esto es requerido ya que dos sólidos no son capaces de unirse por sí solos, debido a que el grado de interacción entre sus superficies no es suficiente. Al agregar un líquido que humecte completamente las superficies, este penetrará en las irregularidades que presentan los adherentes, haciendo así que las superficies logren un íntimo contacto⁽³⁰⁾.

La relación entre la energía superficial del adherente, y la tensión superficial del adhesivo al estar sobre el adherente genera un *ángulo de contacto*, este se forma en la interfase adhesivo/adherente, determinando hasta qué punto el adhesivo puede humectar la superficie del sólido. Se puede decir entonces que a mayor energía superficial del adherente y menor tensión superficial del adhesivo, menor será el ángulo de contacto entre adhesivo y adherente, esto indica que el

adhesivo tiene mayor capacidad de fluir y cubrir todas las irregularidades de la superficie adherente, favoreciendo la adhesión⁽³⁰⁾.

La integración entre el biomaterial restaurador y la superficie mineralizada de tejido dentario impide la aparición de brechas, obteniendo el sellado marginal de la restauración, la pérdida de la continuidad entre diente restauración genera un fenómeno llamado filtración marginal, provocando el fracaso de la restauración, al generar defectos y/o infecciones (caries recidivante)⁽²⁹⁾.

E.- ADHESIÓN A ESMALTE Y GRABADO ÁCIDO

Buonocore en 1955, introdujo el concepto de tratar el esmalte, mediante la aplicación de un grabado ácido para alterar químicamente sus características superficiales, permitiendo la adhesión de los materiales restauradores a la superficie de esmalte dentario, generando una unión de naturaleza micromecánica. Al aplicar el material restaurador, los minerales extraídos de la superficie adamantina son reemplazados por monómeros que al ser polimerizados generan una traba mecánica con la superficie alterada del esmalte^(28,32). Actualmente se utiliza para ello el ácido ortofosfórico al 37% para alterar la superficie adamantina y dentinaria⁽³²⁾.

El grabado con ácido ortofosfórico (H₃ PO₄) al 37%, es el más estable y compatible con los tejidos dentarios. Se utiliza la concentración de 37% ya que en mayores concentraciones genera menor cantidad de microporosidades en la superficie del esmalte, en cambio al utilizar concentraciones menores aumenta la velocidad de formación, por lo que se podría decir que es un efecto inverso⁽³¹⁾.

Su utilización en el tejido dentario no debe ser por un periodo prolongado ya que, produce que el fosfato de calcio que fue extraído del esmalte oblitere los poros generando una superficie menos adecuada para la adhesión, esto se debe a que la retención micromecánica generada por el acondicionamiento ácido es impedida al quedar bloqueadas las porosidades de la superficie por cristales de

hidroxiapatita y restos de material inorgánico, lo que no permite una buena penetración y difusión del adhesivo en la superficie adamantina tratada^(29,33,34).

Posterior a su aplicación este debe ser retirado, lavando la superficie con un chorro de agua constante⁽²⁹⁾. La función del lavado es remover el ácido y las sales de calcio disueltas que se encuentran obliterando las porosidades y túbulos dentinarios expuestos por el procedimiento⁽³¹⁾. Posterior al lavado se debe secar gentilmente la superficie.

E.1.- Métodos de aplicación del grabado ácido

Dentro de los métodos de aplicación del ácido ortofosfórico, existe la técnica de grabado selectivo de esmalte, en la que se graba solo el esmalte por 15 segundos y luego se graba el esmalte y la dentina por otros 15 segundos. Luego se lava con agua por 30 segundos⁽³³⁾.

También existe la técnica de grabado total, donde se graba esmalte y dentina simultáneamente. Esta consiste en la aplicación de ácido por 15 segundos que luego debe ser retirado con un chorro de agua por 30 segundos⁽³³⁾.

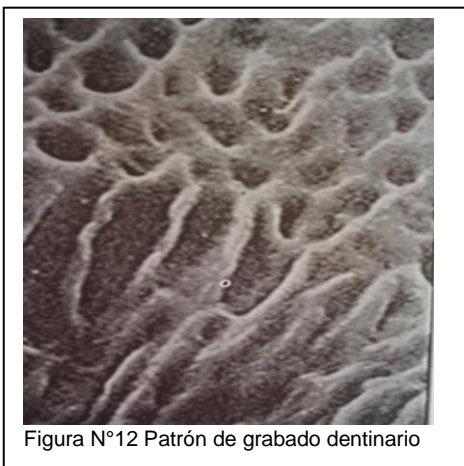
Este procedimiento genera en la morfología de la superficie adamantina distintos patrones de grabado, los cuales son descritos por una escala de tipo nominal definida de la siguiente manera: Tipo 1 es la remoción de los centros de los prismas. Tipo 2 se remueve la periferia de los prismas.



Figura N°11 Acción del grabado ácido en esmalte

Tipo 3 caracterizado por una erosión, de centros y periferias de los prismas. Tipo 4 se observa una superficie con perforaciones y marcas no uniformes. Tipo 5 no hay evidencia de los prismas, caracterizado por una superficie lisa^(32,35,36) (Fig. 12)

F- ADHESIÓN A DENTINA Y SISTEMAS ADHESIVOS



La adhesión en la superficie dentinaria es más compleja de realizar, los mecanismos adhesivos aún son sensibles, impredecibles e inestables⁽³⁷⁾. Esta se puede realizar con el mismo material que en el esmalte, pero con ciertas precauciones. El inconveniente es que no sigue los mismos patrones que en el esmalte, debido a sus diferencias estructurales^(9,37) (Fig. 13).

Lo que se busca en una primera instancia es lograr, mediante un grabado ácido, la desmineralización de la dentina peritubular e intertubular para así exponer la red de colágeno dentinario, luego a través de la aplicación del adhesivo, este se infiltra en el túbulo dentinario y la red de colágeno expuesta para que al ser polimerizado, endurezca dentro de ésta⁽³²⁾. Esto genera los llamados tags de resina, que son conformados por el líquido orgánico ya polimerizado, entrelazado con la red de colágeno dentinario, permitiendo la compatibilización de la pieza dentaria con la resina. Esta mezcla de distintos componentes tales como la red de colágeno de la dentina impregnada por el adhesivo, y los tags de resina del adhesivo generan la llamada capa híbrida, con un espesor de 3 a 6µm. Esta es

responsable de la adhesión de las resinas compuestas a los tejidos dentinarios, ya que compatibiliza ambas superficies^(31,32,37).

Se ha descrito en la literatura, que la profundidad de desmineralización lograda con el ácido ortofosfórico puede llegar a ser superior a la penetración del adhesivo, produciéndose entre ambos un espacio en donde las fibras colágenas desmineralizadas no llegan a ser hibridadas por el adhesivo, lo que puede dar paso a una degradación hidrolítica de las fibras colágenas, luego de estar expuestas a fluidos por largos periodos de tiempo⁽³⁸⁾.

F.1.- Sistemas adhesivos

Los sistemas adhesivos actuales han cambiado de manera significativa la práctica de la Odontología Restauradora, permitiendo sustituir los métodos restauradores antiguos tradicionales que necesitaban de preparaciones cavitarias retentivas, por procedimientos restauradores menos invasivos⁽¹⁾.

F.2.- Composición

Los adhesivos están formados por tres componentes: un solvente orgánico volátil que puede ser etanol o acetona, cuya función es desplazar el remanente de agua en el tejido para así facilitar la penetración de monómeros en el sustrato a intervenir^(28,39). Otro componente es el imprimador o *primer*, que contiene moléculas de monómeros bifuncionales con un extremo hidrofílico y otro extremo hidrófobo (extremo carboxilo), que tienen la capacidad de transportar una molécula hidrófoba de los monómeros adhesivos a un tejido con relativa humedad (la dentina), este primer tiene la capacidad de unirse por su extremo hidroxilo a los monómeros hidrófobos del adhesivo, permitiendo así la adhesión dentinaria. El tercer componente es el adhesivo propiamente tal, que es un polímero hidrófobo, que tiene la función de amortiguar la contracción de la resina compuesta al momento de polimerizar, permitiendo así la obtención de la adhesión^(28,39).

F.3.- Clasificación

Debido a la gran variedad de formulaciones y presentaciones comerciales de los adhesivos, es difícil hacer una clasificación que los agrupe a todos, por lo que se sugirió la clasificación basada en la composición y en el orden cronológico de introducción (generaciones)⁽¹⁾. Dentro de las distintas generaciones, se identifican distintas formas de tratar el barro dentinario, diferentes presentaciones del adhesivo, las cuales van a determinar el número de pasos que se utilizan para su aplicación, y también se presentan distintos tipos de polimerización de sus componentes⁽²⁹⁾.

Los adhesivos de primera generación, presentan altos valores de resistencia adhesiva al esmalte, pero su falencia es la pobre integración al tejido dentinario. Su mecanismo de acción se basaba en la quelación del adhesivo con los iones calcio de la dentina, se generaba poca penetración en los túbulos dentinarios, y a corto plazo se desalojaba la resina, generando sensibilidad postoperatoria⁽²⁹⁾.

Los sistemas de segunda generación buscaban la integración de los residuos dentinarios como sustrato para la adhesión. En esta época se acuña el término de barro dentinario (smear layer), el cual era dejado de forma parcial en la preparación e incluido como sustrato adhesivo, esta propiedad no se presentaba en los sistemas adhesivos mencionados anteriormente, el beneficio que presenta esto es que se disminuye la sensibilidad postoperatoria. En esta generación, las resinas se unían débilmente a la dentina. Las restauraciones con márgenes dentinarios presentaban gran microfiltración y las restauraciones en el sector posterior presentaban a los pocos meses de su confección sensibilidad postoperatoria⁽²⁹⁾.

Los adhesivos de tercera generación presentaban una gran diferencia con sus predecesores, ya que tiene dos componentes, un iniciador (primer) y el adhesivo. Este tipo de sistemas modifica e incluye el barro dentinario en mayor cantidad en el sustrato dentinario tratado previamente. Ocurrió un incremento en la adhesión dentinaria, lo que hizo que no se dependiera en gran medida de preparaciones

retentivas, como también hubo una mejoría en términos de sensibilidad postoperatoria. La desventaja de estos es parecida a las otras generaciones ya que posee un corto tiempo de unión a la dentina, no logrando una duración de más de 3 años, por lo que se dejaron de utilizar⁽²⁹⁾.

La aparición de los adhesivos de cuarta generación generó un gran avance, ya que hubo un mejoramiento en la incorporación del barro dentinario en el sustrato dentinario, este no era incorporado en su totalidad al sustrato dentinario, pero si la unión que se lograba era de mejor calidad en comparación a sus predecesores, lo que genero un aumento significativo en los valores de fuerza adhesiva, como también la disminución de la sensibilidad postoperatoria. Todo esto se produce por el proceso de hibridación de la interfaz dentina- resina, esto refiere a que se reemplaza la hidroxiapatita y agua por resina, es decir la combinación de las fibras colágenas y el adhesivo, dando como resultado una estructura llamada capa híbrida. El problema de estos adhesivos es el número de pasos clínicos que presenta su aplicación⁽²⁹⁾.

Los adhesivos de quinta generación, caracterizados por poseer el primer y el adhesivo en un solo frasco, generan la disminución de los pasos clínicos, dando así un menor margen de error en su aplicación. En la actualidad, son los adhesivos más utilizados por los Odontólogos⁽²⁹⁾(Fig. 14)



Los adhesivos de sexta generación, no requieren grabar con ácido la dentina, uno de sus componentes trata la superficie dentinaria, el tratamiento con ácido en este caso es autolimitante⁽²⁹⁾.

Los sistemas adhesivos se crearon los de séptima generación, los cuales presenta un componente que tiene la función de grabar e hibridar la superficie

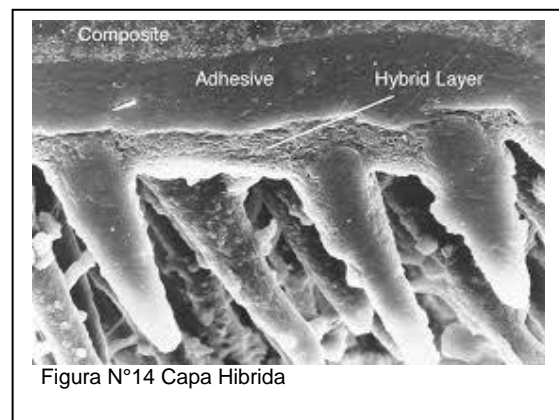
dentinaria, lo que genera la total incorporación del barro dentinario en el sustrato dentinario. Estos se presentan en un solo frasco, haciendo que su aplicación sea mucho más sencilla, pero sus valores adhesivos no son altos en comparación con los sistemas de quinta generación por lo que su eficacia todavía sigue siendo estudiada⁽²⁹⁾.

La forma de aplicación de los sistemas adhesivos trae consigo una clasificación sencilla en la que se ve en el número de etapas clínicas, donde encontramos los siguientes: 1.-En tres etapas: uso de ácido, primer y adhesivo en tres frascos distintos. 2.- En dos etapas: uso de ácido en un frasco y primer + adhesivo combinados en otro frasco, en caso del sistema de remoción parcial del barro dentinario va el ácido + primer en un frasco y el adhesivo en otro frasco separado. 3.- En una etapa: El contenido de dos frascos se mezcla antes para formar el ácido + primer + adhesivo, todos combinados⁽²⁹⁾.

Dentro de las alternativas de polimerización, encontramos los sistemas adhesivos de fotopolimerización, doble polimerización o duales (autopolimerización y fotopolimerización) estos son de gran ayuda en accesos limitados al paso de la luz⁽¹⁾.

G.- CAPA HIBRIDA

La capa híbrida es una estructura intermedia de 3 a 6µm de espesor formada por la matriz colágena dentinaria y los monómeros resinosos del adhesivo (Fig.15). Esta es obtenida por la desmineralización de la superficie dentinaria, que deja expuesta un entramado de fibras colágenas, en las que luego por la compatibilización del



tejido por parte del primer puede acoplarse el adhesivo, el cual penetra en el entramado colágeno y endurece dentro de este. El adhesivo se acopla a las fibras colágenas humectándolas, el cual al polimerizar forma prolongaciones de resina o tags, generando la retención micromecánica necesaria para la resina compuesta⁽⁴⁰⁾. Una vez lograda esta capa híbrida, será la responsable de compatibilizar las superficies para generar la adhesión de las resinas compuestas.

El problema que se ha visto es que bajo la capa híbrida aún quedan fibras colágenas expuestas por el grabado ácido, las que no pudieron ser hibridizadas debido a que el *primer* y adhesivo tienen una menor capacidad de penetración en los tejidos dentinarios. Esta zona no hibridizada presenta MMPs, las cuales son liberadas de la dentina por el grabado ácido y activadas por los iones zinc y calcio presentes en el medio. Las MMPs van degradando en el tiempo la capa híbrida, generando como consecuencia sensibilidad postoperatoria, fractura de la restauración y filtración marginal^(37,40).

Una vez obtenida la capa híbrida, mediante la realización de un correcto protocolo adhesivo, se debe realizar la restauración propiamente tal, esto se hará mediante una resina compuesta^(1,29).

H.-CLORHEXIDINA

H.1.- Definición

La **clorhexidina (CHX)** es un antiséptico derivado de una biguanida, de carga positiva, con gran sustantividad y amplio espectro de actividad antibacteriana⁽⁴¹⁾. Su actividad antibacteriana es atribuida a su unión y disrupción de la membrana citoplásmica de las bacterias, lo que altera el equilibrio osmótico y causa precipitación de los contenidos celulares⁽⁴²⁾.

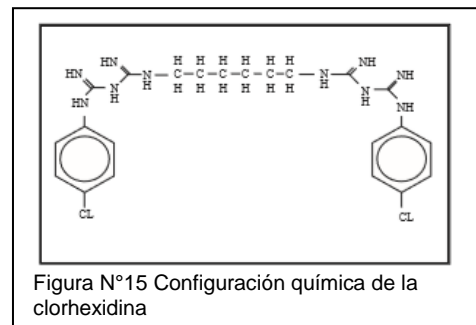


Figura N°15 Configuración química de la clorhexidina

H.2.- Uso en odontología

La preparación más usada en Odontología, por su alta solubilidad en agua y capacidad de liberación, es la sal de digluconato de clorhexidina⁽⁴²⁾.

Este antiséptico es utilizado en distintas áreas de la Odontología, como en Operatoria, Periodoncia, Endodoncia y Cirugía. Está presente en distintas concentraciones. En bajas concentraciones (0.12%) tiene poder bacteriostático y en altas concentraciones (2%) es bactericida^(43,44). En odontología restauradora, se utiliza a concentraciones (2%) durante el protocolo adhesivo para lograr inhibir las MMPs a largo plazo⁽⁴²⁾.

H.3.- Metaloproteinasas

Las metaloproteinasas de la matriz son una familia de proteasas zinc-dependientes encargadas de la remodelación de los componentes proteicos de la matriz extracelular de todos los tejidos, su actividad catalítica es controlada por inhibidores tisulares de MMPs de la matriz. En condiciones patológicas se pierde el equilibrio existente entre MMPs con respecto a la de estos inhibidores endógenos, este desequilibrio es evidente en enfermedades orales como la caries dental, gingivitis, periodontitis, entre otras⁽¹¹⁾.

El uso de la clorhexidina en la odontología restauradora se ha justificado, ya que ésta tiene la capacidad de inhibir dichas enzimas que degradan la unión resina-dentina⁽⁴⁵⁾.

Estas enzimas presentes en la dentina que queda expuesta, al no ser incluida en la capa híbrida, serán responsables de la degradación, tanto del colágeno como de la capa híbrida. Han sido identificadas 4 tipos de MMPs en la dentina: MMP-2 y MMP-9 (gelatinasas), MMP-8 (colagenasa), y MMP-20 (enamelisina). Estas enzimas son responsables también, de la degradación de la matriz extracelular en diferentes procesos fisiológicos (morfogénesis de los dientes) y patológicos (caries dental)⁽⁴⁵⁾.

Las MMPs son dependientes de zinc, y pueden liberarse de la matriz dentinaria mineralizada a partir de un pH bajo, pudiendo causar la degradación de las fibras colágenas expuestas durante la desmineralización con ácido ortofosfórico al 37%, o bajo diferentes condiciones fisiológicas y/o patológicas⁽⁴⁶⁾.

H.4.- Interacciones

El efecto inhibitorio de CHX es dependiente de la concentración. A una concentración de 0.03%, la CHX produce una inhibición completa de la actividad de gelatinasa de la MMP-2, que se sabe que degrada los tipos de colágeno I, II y III, aunque más lentamente que las colagenasas de MMP-9. La CHX es una molécula que se une a varias proteínas mediante un mecanismo de quelación de cationes, y puede inhibir la actividad catalítica de MMPs al unirse con Zn^{+2} o Ca^{+2} ^(46,47). Además, se encontró que la CHX (0,01% y 0,02%) inhibe completamente la MMP-8 autoactivada⁽⁴⁷⁾.

Es por esta razón que se justificaría la importancia de la interacción a largo plazo de la clorhexidina con el tejido dentinario desmineralizado, ya que al realizar el procedimiento de grabado ácido, quedan expuestas fibras de colágeno y se activan las MMPs, generando degradación de las fibras colágenas, y como consecuencia que la capa híbrida de la restauración se vaya degradando con el tiempo, así perdiendo vida media la restauración de resina compuesta^(48,49).

Al utilizar clorhexidina al 2% en la preparación cavitaria por un minuto, posterior al acondicionamiento de tejidos con ácido ortofosfórico, se inhiben las MMPs

expuestas, generando así que la capa híbrida sea más estable en el tiempo y que la vida media de la restauración de resina compuesta sea mayor^(3-5,48).

Por otro lado se ha demostrado que la clorhexidina tendría una interacción a corto plazo con el sustrato dentario, ya que ésta ocuparía los espacios generados en la superficie dentaria por el acondicionamiento previo con ácido ortofosfórico al 37%, impidiendo la imprimación del sistema adhesivo, y una correcta formación de la capa híbrida, lo que podría generar una disminución en los valores adhesivos^(6,7). A pesar de los estudios realizados por Pérez MT, Bader M el año 2016 y Setien V, Bosetti T, Orellana N, Ramírez R, Pablo J del año 2011, falta una mayor profundización con respecto a la influencia de la clorhexidina en la resistencia del sistema adhesivo en la interfase adhesiva^(6,7).

I.- RESISTENCIA ADHESIVA

Para la medición de la fuerza adhesiva de restauraciones de resina compuesta a la dentina, existen distintos métodos, entre los que se encuentran la medición de la resistencia a la cizalla y la medición de la resistencia a la tensión tanto de manera macroscópica como microscópica, para evaluar el comportamiento de la interfase diente-restauración⁽⁵⁰⁻⁵²⁾.

Realizar las pruebas macroscópicas es más sencillo que realizar las pruebas microscópicas, esto debido a la implementación que llevan a cabo los primeros en comparación con los segundos, sin embargo las pruebas de micro cizalla y micro tensión son más exactas en sus predicciones sobre el comportamiento clínico de las restauraciones, ya que se ha evidenciado una menor tasa de fracturas cohesivas en el sustrato dentinario o en la misma resina compuesta, cosa que en las pruebas de macro cizalla y macro tensión sucede más^(50,51).

Un inconveniente de los métodos de medición de la resistencia adhesiva es la gran variación que hay en los datos sobre las fuerzas adhesivas de un material. Esto pueden ser atribuido a las condiciones de humectación de la superficie

dentinaria, presencia o ausencia de barro dentinario, permeabilidad de la dentina, orientación de los túbulos dentinarios y las diferencias que hay entre los distintos diseños experimentales⁽³⁰⁾.

Las pruebas de resistencia adhesiva se realizan aplicando una fuerza que va en aumento, a una velocidad estable, en una superficie a la cual se adhiere un cilindro de resina, midiendo el valor de resistencia en el momento que ocurre una fractura⁽³⁰⁾.

Para medir la resistencia al cizallamiento se utiliza un cuchillo o cincel el cual impacta en la interfase adhesiva. Las pruebas de resistencia a la tracción, se utiliza una cuerda la cual rodea el cilindro de resina, se aplica una fuerza en la cuerda la cual empieza a mover el cilindro de resina hasta su desprendimiento o fractura⁽⁵⁰⁾.

Se ha demostrado que el estrés generado por las pruebas de resistencia a la cizalla en las superficies adhesivas es mucho mayor que el generado por las pruebas de resistencia a la tensión⁽⁵⁰⁾. Esto debido a que en las pruebas de tracción el estrés se puede distribuir en toda la superficie de prueba en cambio en las pruebas de cizalla el estrés se ve concentrado en una sola zona, en este punto la fuerza aplicada, debe estar lo más cerca de la interfaz diente restauración o en su defecto ser aplicada en la misma interfaz⁽⁵¹⁾.

Se debe tener en cuenta la incidencia de fracturas cohesivas. Definir categorías para su clasificación es difícil debido a que la muestra queda deteriorada después de la prueba, determinar los límites de la fractura es complicado, como también hay muestras que presentan fracturas en el material restaurador como en el sustrato dentinario. La literatura muestra una mayor tasa de fracturas en la interfase y una menor tasa de fracturas cohesivas tanto en la resina compuesta como en la dentina. Las fracturas cohesivas son explicadas más allá de haber

sido impactadas con una gran fuerza, por cómo fue confeccionada la prueba y la fragilidad de los materiales utilizados⁽⁵⁰⁾.

En la mayoría de los estudios en que se realiza la medición de la macro resistencia a la cizalla, se confeccionan cilindros de 3-4mm de diámetro, y 2-5mm de altura de resina compuesta adheridos a la pieza dentaria en observación, y se utiliza un vástago en filo de cuchillo, a una velocidad de 0.5-1mm/min, con una fuerza de cizalla de 200kg impactando la interfase diente-restauración hasta su desprendimiento o fractura, para así poder medir la resistencia adhesiva de la restauración^(50,51).

El propósito de este estudio es determinar, mediante un test de resistencia a la macrocizalla, el efecto de la utilización de clorhexidina al 2% durante el protocolo adhesivo, en la resistencia adhesiva de corto plazo, de restauraciones de resina compuesta adheridas a través de una interfase adhesiva a la dentina.

3.-HIPÓTESIS

La utilización de clorhexidina al 2% en el protocolo adhesivo, disminuye la resistencia adhesiva al sustrato dentinario de las restauraciones con resina compuesta.

4.-OBJETIVOS

4.1.-Objetivo General:

- Establecer el efecto de la clorhexidina al 2% en la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta a la dentina, al utilizarla en el protocolo adhesivo.

4.2.-Objetivos Específicos:

- Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta a la superficie dentinaria, en restauraciones confeccionadas con una técnica adhesiva convencional, ante la aplicación de fuerzas de cizalla.
- Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta al utilizar clorhexidina al 2% durante el protocolo adhesivo, posterior al grabado ácido, frente a la aplicación de fuerzas de cizalla.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos con ambas técnicas.

5.- METODOLOGÍA

A.-DISEÑO DEL ESTUDIO:

El diseño del estudio es de tipo experimental, analítico *In Vitro*, el cual se realizó en el laboratorio de Simulación Clínica de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae y en el Laboratorio del IDIEM.

B.-UNIVERSO Y MUESTRA:

Para su realización se utilizaron 30 terceros molares superiores o inferiores sanos, previamente extraídos por indicación terapéutica, donados por pacientes de ambos sexos de 18 a 28 años (Dispensa de consentimiento informado (Anexo VI)).

Las piezas dentarias extraídas, se conservaron en una solución de Formalina al 2% por 1 a 2 semanas. Luego se almacenaron en suero fisiológico 0,9%, hasta la realización de experimento.

El anonimato de los donantes fue resguardado por los tesisistas.

C.- CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DE LAS PIEZAS DENTALES:

C.1.-Criterios de inclusión:

- Terceros molares superiores e inferiores sanos con indicación de extracción.
- Terceros molares superiores e inferiores que presenten una corona clínicamente indemne.
- Terceros molares superiores e inferiores que presenten una corona sin patologías tales como abrasiones, erosiones, atriciones, anfracciones y traumatismos.

D.-VARIABLES A ESTUDIAR

Variable	Definición conceptual	Naturaleza de la variable	Nivel de medición	Instrumento de obtención de datos	Indicador o codificación
Dependiente : Resistencia al cizallamiento	La resistencia al cizallamiento es la fuerza que opone la interfaz adhesiva	Cuantitativa	Continua	Máquina de ensayo Universal Tinius Olsen H5KS (Tinius Olsen/Horsham/USA)	Newton(N).

	entre el sustrato dentinario y la resina compuesta, al incidir sobre esta una fuerza de corte o tangente a dicha interfaz ⁽⁵¹⁻⁵³⁾ .				
Independiente: Aplicación de clorhexidina al 2%	La utilización de clorhexidina al 2% por 60 segundos ^(54, 55) , es una maniobra realizada posterior al grabado con ácido ortofosfórico al 37% y previo a la aplicación de adhesivo al sustrato	Cualitativa	Ordinal	Formulario que indique si la muestra tiene o no la clorhexidina 1: Grupo A 2: Grupo B	Grupo A (con tratamiento de CHX): 0 Grupo B (sin tratamiento de CHX):1

	dentinario, el cual busca inhibir las MMPs de la matriz dentinaria (45).				
--	--	--	--	--	--

E.- TÉCNICA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Este estudio, se realizó en el Laboratorio de Simulación Clínica de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae y en el Laboratorio del IDIEM.

Se seleccionaron 30 terceros molares superiores o inferiores, que cumplieron con los criterios de inclusión de la muestra, las que fueron conservados en formalina al 2% por una a dos semanas y luego en suero fisiológico (NaCl) al 0,9% hasta la etapa experimental.

Se eliminó de las superficies radiculares restos de ligamento periodontal con instrumental manual: Curetas Gracey 11-12 y 13-14 (Hu-Friedy) y posteriormente se

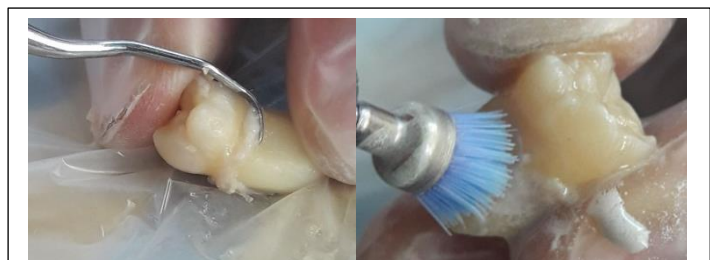


Figura N° 16. Limpieza de superficie radicular con curetas Gracey 11-12/ 13-14 y coronaria con piedra pómez fina más agua.

limpió con una suspensión de piedra pómez fina y agua, con escobilla de copa blanda e instrumental rotatorio (Figura N°17).



Todos los molares fueron seccionados en la mitad en sentido sagital, con un disco diamantado de grano medio (Jota®/Albacete/España), bajo abundante refrigeración, conformando

dos grupos donde una mitad del molar conformó el grupo A, y la segunda mitad de cada molar conformó el grupo B. (Figura N°18)

Con lo anterior, quedaron conformados dos grupos de la siguiente manera:

Grupo A: 30 hemisecciones de molar, en cuya superficie dentinaria se aplicó clorhexidina al 2% previo al protocolo adhesivo.



Grupo B: 30 hemisecciones de molar, en cuya superficie

dentinaria no se aplicó clorhexidina al 2% previo al protocolo adhesivo. (Figura N°19)



En todas las hemisecciones de ambos grupos, primero se realizó el protocolo de grabado ácido, el cual consiste en la aplicación de

ácido ortofosfórico al 37% (3M ESPE/Minnesota/USA) sobre la superficie dentinaria coronal durante 15 segundos. Luego se lavó durante 30 segundos con agua de la jeringa triple de la unidad dental y se procedió a secar soplando gentilmente la superficie dentinaria para no provocar la desecación de ésta⁽³³⁾. (Figura N°20)

En la superficie dentinaria del grupo A, ya seca, luego de realizar la técnica de grabado convencional, se aplicó clorhexidina al 2% (Difem Pharma/Santiago/Chile) con un microbrush Cavibrush

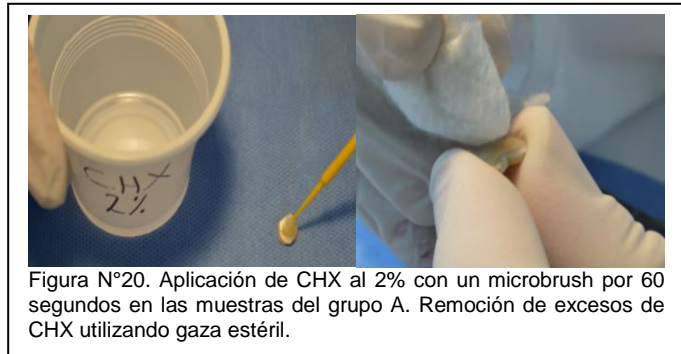


Figura N°20. Aplicación de CHX al 2% con un microbrush por 60 segundos en las muestras del grupo A. Remoción de excesos de CHX utilizando gaza estéril.

(FGM/Joinville/Brasil), durante 60 segundos^(54,55) sobre la superficie dentinaria, se procederá a secar solo con gasa estéril la dentina re humectada con clorhexidina. (Figura N°21)

En la superficie dentinaria del grupo B, no se realizó la rehumectación con clorhexidina posterior a la técnica de grabado convencional, solo se secó luego del lavado del ácido soplando gentilmente con la jeringa triple la superficie dentinaria para no provocar la desecación de ésta.

Luego, en ambos grupos, se realizó el resto del protocolo adhesivo, en el cual se aplicó el adhesivo Single Bond Universal[®] (3M ESPE/Minnesota/USA) en la totalidad de la superficie dentinaria, con un microbrush Cavibrush

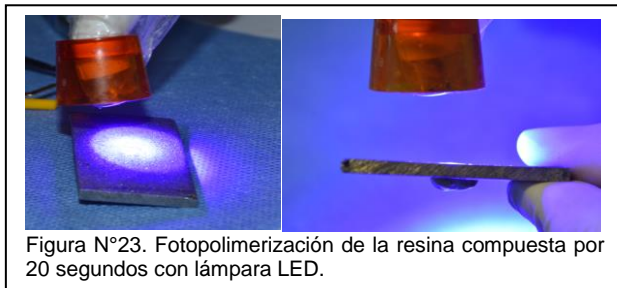


Figura N°21. Aplicación de adhesivo en la superficie dentinaria. Foto polimerización del adhesivo con lámpara LED.

(FGM/Joinville/Brasil). Se aplicó una capa de adhesivo que se frotó durante 20 segundos como indica el fabricante⁽⁵⁶⁾, luego se sopló suavemente con aire de la jeringa triple de la unidad dental por 5

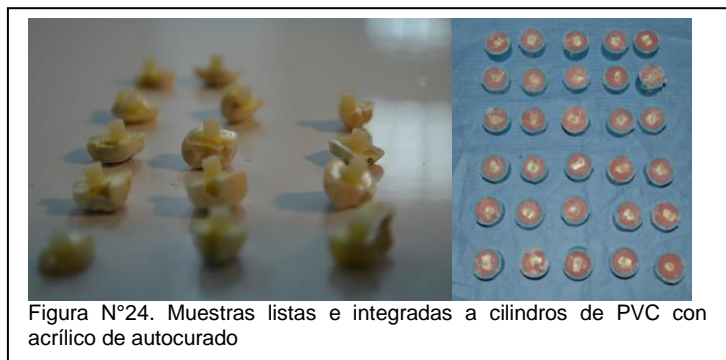
segundos para terminar fotopolimerizando durante 20 segundos con una lámpara LED Coltolux™, (Coltene/Whaledent/USA) con una potencia de salida de 1200 mw/cm² (22). (Figura N°22)

Terminado el protocolo adhesivo, en ambos grupos se procedió a adherir en la superficie dentinaria un cilindro de resina compuesta Z350xt (3M ESPE/Minnesota/USA) de 3 mm de diámetro y 3 mm de altura, esto se realizó utilizando como molde una arandela que posee las medidas ya mencionadas (Figura N°23)



Se colocó la arandela en la superficie dentinaria, luego con una espátula de resina se aplicó un mono incremento de resina compuesta, para fotopolimerizar con una lámpara LED por 20 segundos. (Figura N°24)

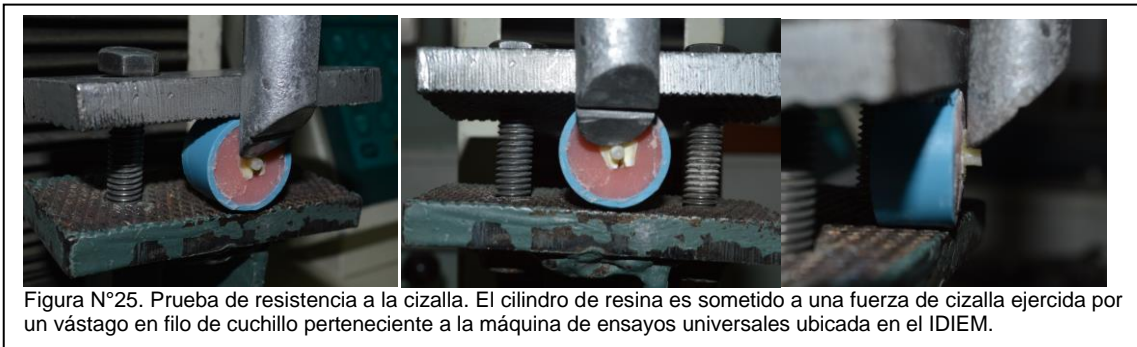
Los dientes ya preparados con los cilindros de resina compuesta se instalaron en un cilindro de PVC de 20mm de diámetro con acrílico de autocurado Marche (Marche/Santiago/Chile)



dejando el cilindro de resina al mismo nivel de la superficie de acrílico. (Figura N°25)

Como medida de seguridad para la identificación posterior, se marcó con plumón permanente de color negro (Sharpei/Chicago/USA) todas las muestras, identificándolas con grupo A (si se aplicó CHX al 2%) y grupo B (no se aplicó CHX al 2%). Terminada la confección y adhesión del cilindro de resina compuesta, las muestras ya listas de los dos grupos fueron almacenadas en frascos, al día siguiente de su confección se realizaron las pruebas de resistencia a la cizalla en la interfase diente cilindro de resina.

Una vez listas todas las muestras, se llevaron al laboratorio del IDIEM, donde fueron sometidas a pruebas de resistencia a la cizalla en la interfaz adhesiva, en



una máquina de ensayo Universal Tinius Olsen H5KS (Tinius Olsen/Horsham/USA) a una velocidad de cabezal de 1 mm/min, con una carga de 200 Kg⁽⁵⁰⁾. (Figura N°26)

F.- ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE DATOS

El presente estudio fue realizado utilizando 30 terceros molares sanos extraídos con indicación terapéutica. Cada pieza fue seccionada en sentido sagital, clasificándolas en grupo A y B. En el grupo A se realizó el protocolo adhesivo en el que posterior a la aplicación de ácido ortofosfórico en la dentina se humectó la superficie con CHX al 2% por un minuto, en el grupo B no se aplicó CHX previo al protocolo adhesivo, posteriormente en los dos grupos se adhirió en la dentina un cilindro de resina compuesta para después ser sometido a una fuerza de cizalla hasta su fractura o desprendimiento. La fuerza a la cual falló la interfase adhesiva

de cada una de las muestras se registró por el software de medición de la máquina de ensayo Universal Tinius Olsen H5KS (Tinius Olsen/Horsham/USA), cuyos resultados fueron expresados en unidad Newton (N) y convertidos a la unidad de Megapascuales (Mpa) usando la siguiente ecuación, $Mpa = (N/0,000007065)/1000000$. Después dichos resultados se analizaron, tabularon y compararon, mediante una estadística descriptiva, donde se calculó medidas de tendencia central, dispersión y posición utilizando el software R® (Departamento de estadísticas de la Universidad de Auckland, Auckland, Nueva Zelanda).

Primero, se separaron las observaciones del experimento de acuerdo con el uso de la clorhexidina (variable independiente o explicativa) en dos grupos; grupo experimental o grupo A (uso) y grupo control o grupo B (no uso), de manera de poder comparar la fuerza aplicada necesaria para la fractura (variable dependiente o explicada) por medio de un t-test para comparación de medias de la fuerza entre cada grupo. Ambas pruebas utilizadas y presentadas en los resultados de esta investigación, se realizaron con un 95% de confianza (o un 5% de significancia). Finalmente, se ilustraron los datos obtenidos del experimento mediante un diagrama de cajas de la fuerza aplicada para cada categoría (uso y no uso de clorhexidina).

6.- RESULTADOS

Al examinar los resultados de la categoría “Fuerza” para cada grupo, graficado en un diagrama de cajas (Gráfico N°1), es posible notar que tanto la media (5,678 Mpa), como la mediana (4,700 Mpa), 3er cuartil (8,540 Mpa) y máximo (21,800 Mpa) del grupo experimental (Grupo A) (tabla 3) se encuentran por sobre los similares del grupo control (Grupo B) (tabla 2) (4,506 Mpa, 4,055 Mpa, 5,588 Mpa y 12,590 Mpa respectivamente), además de identificar que la distribución del grupo experimental posee un rango intercuartil mayor, lo que indica que los valores obtenidos son superiores a aquellos observados en la distribución del grupo control (tabla 3) , indicando una mayor dispersión de los datos.

En las tablas 1 a la 3 se muestra el valor de la fuerza aplicada a las muestras, donde se muestran la media, la mediana, el valor mínimo (Min), el valor máximo (Max) y el valor de los cuartiles, que serán los estadígrafos descriptivos para cada uno de los grupos analizados, y graficados posteriormente en el grafico N°1.

Tabla n°1

Fuerza aplicada

Min.	1er Cua	Median	Media	3er Cua	Max.
0,460 Mpa	2,268 Mpa	4,310 Mpa	5,092 Mpa	6,822 Mpa	21,800 Mpa

Valor de la fuerza expresada en mega pascales (Mpa), aplicada en todas las muestras.

Tabla n°2

No hay uso de CHX al 2%

Min.	1er Cua.	Median	Media	3er Cua.	Max.
0,790 Mpa	2,942 Mpa	4,055 Mpa	4,506 Mpa	5,588 Mpa	12,590 Mpa

Valor de la fuerza (Mpa) aplicada en el grupo B (control).

Tabla n°3

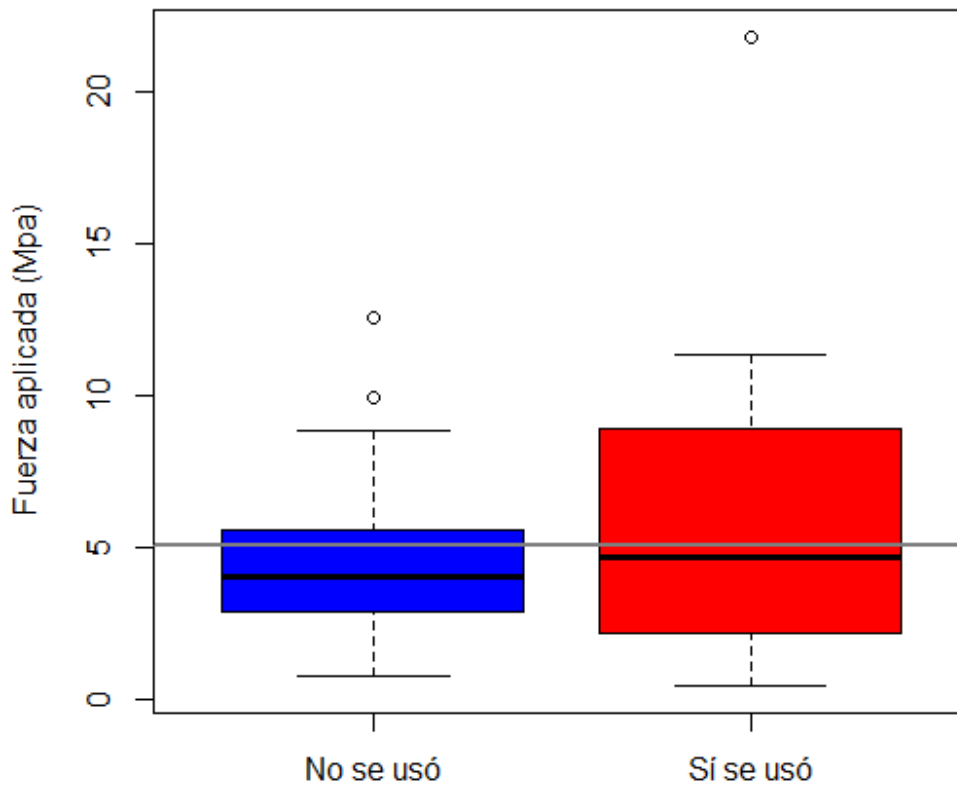
SI hay uso de CHX al 2%

Min.	1er Cua.	Median	Media	3er Cua.	Max.
0,460	2,215	4,700	5,678	8,540	21,800

Valor de fuerza (Mpa) aplicada en el grupo A (experimental).

Gráfico n°1

Uso de clorhexidina y fuerza aplicada



El grafico de cajas indica la distribución de los valores de las tablas 2 y 3. Donde los valores del grupo control son menores que los del grupo experimental.

Tabla n°4

Datos agrupados	Medias	Valor p
-----------------	--------	---------

Uso y No uso (de clorhexidina)	Distintas	0.2351
--------------------------------	-----------	--------

Comparación de la media de la fuerza aplicada necesaria para fracturar o desprender el cilindro de resina compuesta adherido entre cada grupo de la variable de uso/no uso de clorhexidina.

Ya que el valor p es muy alto ($>\alpha$, con α nivel de significancia, $(1-\alpha)$ nivel de confianza del test, y siendo $\alpha = 0,05$ con motivos del presente estudio), se puede decir que no existe evidencia suficiente para aceptar la Hipótesis, debido a que las medias de ambos, a pesar de no ser iguales, no existe entre ellas una diferencia estadísticamente significativa.

7.-DISCUSIÓN

Diversos estudios se basan en los beneficios que se obtiene al utilizar CHX al 2% en el sustrato dentinario posterior a la aplicación de ácido ortofosfórico, con el fin de aumentar la vida media de la capa híbrida obtenida por los procedimientos adhesivos⁽²⁾.

Con la integración de la clorhexidina al protocolo adhesivo, surgió el cuestionamiento del efecto de esta en la resistencia adhesiva de las resinas compuestas a la dentina. De acuerdo a los resultados de nuestro experimento, no existiría una diferencia significativa entre no utilizar CHX en el protocolo adhesivo, como en el grupo control (grupo b), y utilizar CHX en el protocolo adhesivo, como en el grupo experimental (grupo a), respecto a la fuerza adhesiva inicial de las resinas compuestas a la dentina, que se logra luego de un correcto protocolo de adhesión. Esto se puede justificar en base a diferentes factores.

Hebling et al., mediante microscopia electrónica de transmisión, observo en todas las muestras de su estudio, una capa híbrida que presentaba interferencias en su extensión, tanto las tratadas como las no tratadas con CHX. Al observar encontró trazas del marcador utilizado (sales de nitrato de plata), siendo estas las interferencias mencionadas, depositadas en las fibras colágenas de la capa híbrida⁽⁵⁷⁾.

Las muestras tratadas sin CHX presentaban mayor cantidad de sales de plata en la estructura de la capa híbrida, ya que poseen afinidad con las fibras colágeno. Al ser comparadas con las muestras tratadas con CHX, se observó una menor presencia de sales de plata, ya que la CHX se encontraba integrada en la capa híbrida, unida a las fibras colágenas, de esta manera estas sales de plata no se podía adherir a ellas⁽⁵⁷⁾.

De este estudio podemos inferir donde queda depositada la CHX, ya que, al unirse a las fibras colágenas, queda incorporada en la capa híbrida, resultando una menor interferencia en la composición estructural de esta. Este estudio respalda los resultados obtenidos en nuestra investigación, ya que ratifica que la CHX no interfiere en la composición de la capa híbrida, por lo tanto la resistencia adhesiva inicial de las resinas compuestas al sustrato dentinario no se vería alterada por la CHX⁽⁵⁷⁾.

Por otro lado, según Ricci et al., aparte de reconocer el rol antimicrobiano de la CHX, determina que se ha visto en estudios in vitro e in vivo que la aplicación de clorhexidina posterior al grabado ácido desacelera la degradación de las fibras colágenas que son expuestas, quedando la clorhexidina unida a estas fibras colágenas que no son hibridadas por el adhesivo, debido a que este no penetra completamente esa zona de la matriz colágena desmineralizada⁽⁵⁸⁾.

Justifica, por lo tanto, que la clorhexidina no interfiere en la estructura de la capa híbrida, ya que no está en contacto con las fibras colágenas hibridadas, por lo que no intervendría en la resistencia adhesiva inicial, ya que esta quedaría en la zona dentinaria desmineralizada no alcanzada por el adhesivo⁽⁵⁶⁾.

Además, el adhesivo utilizado (Single Bond Universal[®] (3M ESPE/Minnesota/USA)) posee en sus componentes el monómero de fosfato de 10-metacrilóiloxidecil dihidrógeno (MDP), el cual genera una unión química con

las fibras colágenas de la dentina, formando una nano capa que aumenta la resistencia adhesiva de la resina, esto se produce independiente de la aplicación de CHX previo al grabado ácido, permitiendo inferir que independiente de donde quede la CHX durante el protocolo adhesivo, se podría lograr una unión con una resistencia tal, que permita que la resistencia de unión de la resina a la dentina no sea afectada al utilizar CHX durante el protocolo adhesivo⁽⁵⁾. Es por este motivo, que se sugiere para futuros estudios, utilizar otro tipo de adhesivo, que no contenga MDP para lograr resultados más concluyentes.

Todavía no se ha logrado llegar a un consenso que describa donde quedaría la clorhexidina aplicada en el protocolo adhesivo, ya que esta podría quedar en la zona de la dentina desmineralizada durante el grabado ácido, y no alcanzada por el adhesivo, determinando que esta no se incorpora en la capa híbrida, o bien podría encontrarse incorporada en la capa híbrida, pero sin provocar una modificación de esta que provoque una disminución de la resistencia adhesiva^(57,58).

8.-CONCLUSIÓN

De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente estudio, donde estadísticamente el nivel de confianza es del 95%, se puede concluir que no hay evidencia suficiente para establecer que la utilización de clorhexidina al 2% posterior al grabado ácido disminuye la resistencia adhesiva de las resinas compuestas al sustrato dentinario.

Si bien este estudio no logra establecer una relación entre la resistencia adhesiva inicial y el uso de CHX en el protocolo adhesivo, no se descarta realizar otro tipo de evaluaciones para poder aceptar a la hipótesis planteada, tales como pruebas microscópicas de esfuerzo, utilizar microscopia electrónica para evaluar el estado de la capa híbrida y su interacción con la CHX o también aumentar el tamaño muestral de la investigación, esto con el objetivo de establecer con certeza la relación de las variables estudiadas.

Por otro lado, se puede concluir la efectividad de la CHX a largo plazo, pero a corto esta no afecta en la resistencia adhesiva inicial al sustrato dentinario, sin embargo, no hay estudios que establezcan donde queda la CHX aplicada en el protocolo adhesivo, para después hacer efecto a largo plazo en la resistencia adhesiva.

Se puede rescatar que este estudio puede ser utilizado a futuro como guía para seguir investigando en profundidad y de forma más minuciosa sobre la resistencia adhesiva al sustrato dentinario y como esta se ve afectada por los materiales usados y procedimientos realizados en su confección.

9.- CONSIDERACIONES ÉTICAS

El presente trabajo utilizo terceros molares extraídos en la asignatura clínica Medicina estomatológica del dolor de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, durante el mes de septiembre del año 2018. No se utilizó información personal del paciente, este se mantuvo en anonimato y se solicitó dispensa del consentimiento informado.

Se obtiene la aprobación del presente estudio por el comité de ética de la Universidad Finis Terrae, resolución con folio N°32/2018, la que se encuentra anexa (anexo n° 3).

10.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Concenção E, Venturella C. Odontología Restauradora. En: Concenção E. Odontología Restauradora Salud y Estética. 2da Edición. Buenos Aires, Argentina; Médica Panamericana; 2008. P.1-14.
2. Campos EA De, Correr GM, Leonardi DP, Pizzatto E, Morais EC. Influence of chlorhexidine concentration on microtensile bond strength of contemporary adhesive systems. Braz. Oral Res 2009;23(3):340–5.
3. Da Silva EM, Glir DH, Gill AWMC, Giovanini AF, Furuse AY, Gonzaga CC. Effect of chlorhexidine on dentin bond strength of two adhesive systems after storage in different media. Braz Dent J. 2015;26(6):642–7.
4. Matos AB, Trevelin LT, Silva BTFD, Francisconi-Dos-Rios LF, Siriani LK CM. Bonding efficiency and durability: current possibilities. Braz oral res. 2017;31:57.
5. Bravo C, Sampaio C, Hirata R. Effect of 2 % Chlorhexidine on Dentin Shear Bond Strength of Different Adhesive Systems : A 6 Months Evaluation.

2017;35(3):1140–6.

6. Perez MT, Bader M. Efecto de la clorhexidina sobre la interfaz adhesiva de restauraciones de resina compuesta. Congreso internacional de rehabilitación estética avanzada y 44° encuentro sociedad científica grupo chileno de materiales dentales. 2016.
7. Setien V, Bosetti T, Orellana N, Ramírez R, Pablo J. Efecto de la clorhexidina en la resistencia microtensional de adhesivos autograbadores Resumen. Rev Odon de los Andes. 2011;6:16–22.
8. Figun M, Garino R. Anatomía odontológica funcional y aplicada. 2da Edición. Buenos Aires, Argentina: El Ateneo; 1980.
9. Rivera C, Ossa A, Arola D. Fragilidad y comportamiento mecánico del esmalte dental. Rev Ing Biomédica. 2012;6(12):10–6.
10. Gomez de Ferraris M. Histología, Embriología E Ingeniería Tisular Bucodental. Histol Embriol e Ing Tisular Bucodental. 2009;1–12.
11. Hidalgo RC. Las metaloproteinasas y el progreso de la lesión cariosa en dentina. Rev Estomatol Hered [Internet]. 2006;16(1):64–72. Available from: http://revistas.concytec.gob.pe/scielo.php?script=sci_pdf&pid=S1019-43552006000100012&lng=pt&nrm=is&tlng=
12. Barrancos J, Barrancos G. Principios generales de las preparaciones. In: Barrancos J. Operatoria Dental Integración Clínica. 4ta Edición. Buenos Aires: Editorial Panamericana; 2006. p. 529–79.
13. Takahashi N, Nyvad B. The role of bacteria in the caries process: Ecological perspectives. J Dent Res. 2011;90(3):294–303.

14. Carlos RJ. Revisión de la literatura : lesiones cervicales no cariogénicas. *Cient Dent*. 2008;5:215–24.
15. Mallqui Herrada LL, Hernández Añaños JF. Traumatismos dentales en dentición permanente. *Rev estomatol Hered*. 2012;22(1):42–9.
16. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet* [Internet]. 2007;369(9555):51–9. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673607600312>
17. Contratado P, Odontología F De. Lesión inicial de caries. parte i. características macroscópicas y microscópicas. *Acta Odontológica Venez*. 1999;(figura 1):3–9.
18. Featherstone JDB. Dental caries: A dynamic disease process. *Aust Dent J*. 2008;53(3):286–91.
19. Cedillo Valencia J de J, Cedillo Felix JE. Restauraciones indirectas de resina en una sola visita. Reporte de un caso clínico. *Adm* [Internet]. 2013;70(6):329–38. Available from: <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2013/od136i.pdf>
20. García AH, Angel M, Lozano M, Vila JC, Escribano AB, Galve PF, et al. Resinas compuestas . Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;215–20.
21. Natalie PS, Asociado P, Odontol B, Dental O. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas Current trends and evolution on dental composites. *Acta Odontológica Venezolana*. 2007;(2): 25-52

22. Cardenas AFM, Siqueira FSF, Bandeca MC, Costa SO, Lemos MVS, Feitora VP, et al. Impact of pH and application time of meta-phosphoric acid on resin-enamel and resin-dentin bonding. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2018;78(November 2017):352–61. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.11.028>
23. Carrillo C, Monroy M. Materiales de resinas compuestas y su polimerización. *Rev ADM organo Of la Asoc Dent Mex*. 2009;LXV:10–7.
24. Barrancos J. Manipulación y comportamiento de los composites. In: Barrancos J. *Operatoria Dental Integración Clínica*. 4ta Edición. Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana; 2006. p. 777–814.
25. Rodriguez G, Douglas R. et al. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Vol. 46, *Acta Odontológica Venezolana*. 2008. p. 381–92.
26. Lourdes ZL, PérezÁlvaro V. Materiales Dentales De Restauracion. *Rev Actual Clínica*. 2013;30:1498–504.
27. Herrera D, Kose-Jr C, Villa-Verde F, Stanislawczuk R, Reis A, Loguercio A. Clorhexidina como alternativa para maximizar la longevidad de restauraciones adhesivas. *Rev Estomatol Hered*. 2010;20(2):78–84.
28. Mandri MN, Aguirre Grabre de Prieto A, Zamudio ME. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatologia*. 2015;17(26):50–6.
29. Macchi R. Principios de la adhesión a estructura dentaria. In: Barrancos J. *Operatoria Dental Integración Clínica*. 4ta Edición. Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana; 2006. p. 715–76.

30. Anusavice KJ. Phillips ciencia de los materiales dentales. In: 11va Edición. Elsevier; 2004.
31. Bader Mattar M, Astorga C. “Biomateriales Dentales” Propiedades generales. 1ra Edición. Santiago: Universidad De Chile; 2004.
32. Garrofé A, Martucci D, Picca M. Adhesión a tejidos dentarios. Rev la Fac Odontol (Univ Buenos Aires) [Internet]. 2014;29(67):5–13. Available from: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5597949>
33. Esteban Herrera I. Fracasos en la adhesión. Av Odontoestomatol. 2005;21(2):63–9.
34. Mobarak EH, El-badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H, Dentistry F, Abdulaziz K. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. J Prosthet Dent [Internet]. 104(2):92–7. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60098-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60098-4)
35. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in tepattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopysilverstone1975.pdf. Caries Res. 1975;9(5):373–87.
36. Galil K a, Wright GZ. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. Pediatr Dent. 1979;1(4):230–4.
37. Ramos Sánchez G, Calvo Ramírez N, Fierro Medina R. Adhesión convencional en dentina, dificultades y avances en la técnica conventional dentin bonding. Difficulties and progress in the technique. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2015;26(262):468–86.
38. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, TomÇ AR, Vanherle G, Lopes

- AB. Morphological field emission SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater.* 1996;12(4):262–71.
39. Lozada MP. Sistemas adhesivos autograbadores , resistencia de unión y nanofiltración : una Revisión Self-etching adhesive systems , bond strength and nanofiltration : A review The advances of contemporary dentistry treatments while fulfilling their expectations . *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2012;. 2012;24:133–50.
40. Aránguiz Valenzuela V, García Gonzalez D, Zamorano Pino X. Micromorfología de la capa híbrida de dos sistemas adhesivos . *Análisis al MET. Av Odontoestomatol.* 2012;28(3):133–40.
41. Romero M, Papone V, Jiménez C. Gluconato de clorhexidina : seguridad y eficacia como antiséptico en cirugía bucomáxilofacial. *Tendencias en Med.* 2016;48:113–21.
42. Maya J, Ruiz S, Pacheco R. Papel de la clorhexidina en la prevención de las infecciones asociadas a la atención en salud. *Infectio* [Internet]. 2011;15(2):98–107. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0123939211707494>
43. Naverac AM, De Grado CP, Gil LF . Periodoncia para el Higienista Dental; Uso de colutorios en la clínica periodontal. *Periodoncia y osteointegracion.* 2007;17(1):41–52.
44. Bascones Martínez A, Mudarra Morantes S, Perea Pérez E. Antisépticos en el tratamiento de la enfermedad periodontal. *Av Periodon Implant* [Internet]. 2002;14(3):101–14. Available from: http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S169965852002000300002&script=sci_

arttext&tlng=pt

45. Pomacóndor-Hernández C. Papel de la clorhexidina en la odontología restauradora. *Odontol Sanmarquina* [Internet]. 2010;13(2):46–9. Available from:http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/odontologia/2010_n2/pdf/a11v13n2.pdf
46. Hashimoto M, Breschi L. by Host-derived Enzymes during Aging. *J Dent Res*. 2003;216–21.
47. Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clin Diagn Lab Immunol*. 1999;6(3):437–9.
48. Mobarak E. Effect of Chlorhexidine Pretreatment on Bond Strength Durability of Caries–affected Dentin Over 2-Year Aging in Artificial Saliva and Under Simulated Intrapulpal Pressure. *Oper Dent* [Internet]. 2011;36(6):649–60. Available from:
<http://www.jopdentonline.org/doi/10.2341/11-018-L>
49. Marcos E, Glir DH, Martins AW, Gill C, Giovanini AF, Furuse AY. Effect of Chlorhexidine on Dentin Bond Strength of Two Adhesive Systems after Storage in Different Media. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26:642–7.
50. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):38–49.
51. Monsalves Bravo SI, Terrazas Soto P, Toro Urbina G, Bader Mattar M. Evaluación del grado de sellado marginal y resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta con adhesivo convencional en dentición primaria y definitiva. *Rev Clínica Periodoncia, Implantol y Rehabil*

Oral [Internet]. 2014;7(3):149–56. Available from:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0718539114000020>

52. Moghaddas MJ, Hossainipour Z, Majidinia S, Ojrati N. Comparison of the shear bond strength of self- adhesive resin cements to enamel and dentin with different protocol of application. *Electron Physician*. 2017;9(8):4985–91.
53. Münchow EA, Valente LL, Bossardi M, Priebe TC, Zanchi CH, Piva E. Influence of surface moisture condition on the bond strength to dentin of etch-and-rinse adhesive systems. *Brazilian J Oral Sci*. 2014;13(3):182–6.
54. Montagner AF, Perroni AP, Corrêa MB, Masotti AS, Pereira-cenci T, Cenci MS. Effect of Pre-treatment with Chlorhexidine on the Retention of Restorations: A Randomized Controlled Trial. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26:234–41.
55. Bond Strength of Adhesives to Dentin Surface Treated with Chlorhexidine. 2016;8(July):1049–56.
56. 3M. Multimedia.3M: Técnica F. Single Bond Universal Adhesivo de resina Universal. Disponible en:
<https://multimedia.3m.com/mws/media/922911O/3m-espe-bonding.pdf>
57. Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J DENT RES*. 2005;249(1675):741–6.
58. Ricci HA, Sanabe ME, de Souza Costa CA, Pashley DH, Hebling J. Chlorhexidine increases the longevity of in vivo resin-dentin bonds. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(4):411–6.

11.-ANEXOS

Anexo n°1

Tabla n°5

ID (n° enteros y consecutivo)	Uso de Clorhexidina no=0 si=1	Fuerza aplicada en fractura (n° decimas 0-infinito)
1		0 2.09 Mpa
2		1 9.83 Mpa
3		0 6.83 Mpa
4		1 0.46 Mpa
5		0 3.36 Mpa
6		1 2.8 Mpa
7		0 3.84 Mpa
8		1 11.29 Mpa
9		0 3.39 Mpa
10		1 4.31 Mpa
11		0 3.53 Mpa
12		1 10.02 Mpa
13		0 6.39 Mpa
14		1 5.83 Mpa
15		0 4.31 Mpa
16		1 11.35 Mpa
17		0 3.01 Mpa
18		1 9.37 Mpa
19		0 5.61 Mpa
20		1 5.05 Mpa
21		0 3.14 Mpa
22		1 2.12 Mpa
23		0 4.74 Mpa
24		1 8.91 Mpa
25		0 2.2 Mpa
26		1 4.35 Mpa
27		0 3.25 Mpa
28		1 1.44 Mpa
29		0 4.27 Mpa
30		1 2.94 Mpa
31		0 1.16 Mpa
32		1 21.8 Mpa
33		0 0.79 Mpa
34		1 5.2 Mpa
35		0 8.88 Mpa
36		1 5.84 Mpa
37		0 8.63 Mpa
38		1 1.17 Mpa
39		0 4.34 Mpa
40		1 10.37 Mpa
41		0 9.95 Mpa
42		1 1.06 Mpa
43		0 7.07 Mpa
44		1 1.93 Mpa
45		0 1.37 Mpa
46		1 2.94 Mpa
47		0 5.52 Mpa
48		1 3.01 Mpa
49		0 2.0 Mpa
50		1 6.68 Mpa
51		0 2.92 Mpa
52		1 2.19 Mpa
53		0 12.59 Mpa
54		1 1.55 Mpa
55		0 4.52 Mpa
56		1 2.29 Mpa
57		0 0.92 Mpa
58		1 7.43 Mpa
59		0 4.57 Mpa
60		1 6.82 Mpa

Anexo n°2



RESOLUCIÓN N°32/2018

Santiago, 30 de agosto de 2018

Vistos, y considerando la revisión a cargo de los miembros del Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae, de los remediales propuestos para el proyecto titulado **“Efecto de la utilización de Clorhexidina al 2% durante un protocolo restaurador, en la resistencia adhesiva de Resinas Compuestas al sustrato dentinario”**, de autoría de los alumnos D. Francisca Villar Riquelme y D. Roberto Yanine Marre, se resuelve una resolución aprobatoria para Dispensa de Consentimiento Informado.

Atentamente,

Pilar Busquets Losada
Presidente Comité Ético-Científico
Universidad Finis Terrae



Anexo n°3

INDICE DE IMÁGENES

Figura N°1.....	3
Pieza dentaria	
Figura N°2.....	4
Fibras de colágeno tipo I	
Figura N°3.....	5
Lesión de mancha blanca	
Figura N°4.....	6
Corte histológico de la lesión cariosa	
Figura N°5.....	7
Lesiones cervicales no cariosas	
Figura N°6.....	8
Restauración de amalgama	
Figura N°7.....	8
Restauración de resina compuesta	
Figura N°8.....	8
Restauración indirecta (Incrustación)	
Figura N°9.....	15
Composición estructural de las resinas compuestas	
Figura N°10.....	21
Lámpara de fotocurado LED	
Figura N°11.....	22
Patrones de grabado ácido en esmalte	
Figura N°12.....	25
Patrón de grabado ácido dentinario	
Figura N°13.....	26
Adhesivo de quinta generación (Single Bond Universal)	
Figura N°14.....	27
Capa Híbrida	
Figura N°15.....	37
Configuración química CHX	

Figura N°16.....	37
Ilustración limpieza superficial	
Figura N°17.....	38
Ilustración Corte sagital	
Figura N°18.....	38
Ilustración Grupo A y B	
Figura N°19.....	38
Ilustración aplicación y remoción de ácido	
Figura N°20.....	39
Ilustración de aplicación de CHX al 2% grupo A	
Figura N°21.....	39
Ilustración aplicación de adhesivo y fotopolimerización	
Figura N°22.....	40
Ilustración confección del cilindro de resina	
Figura N°23.....	40
Ilustración fotopolimerización del cilindro de resina	
Figura N°24.....	41
Ilustración muestras listas en cilindros de PVC con acrílico	
Figura N°25.....	47
Ilustración prueba de resistencia a la cizalla	

Anexo n°4

INDICE DE TABLAS

Tabla n°1.....	43
Bioestadística de fuerzas aplicadas en muestras de ambos grupos	
Tabla n°2.....	43
Bioestadística de fuerza aplicada en grupo B	
Tabla n°3.....	43
Bioestadística de fuerza aplicada en grupo A	
Tabla n°4.....	44
Datos agrupados de las medias y valor P	
Tabla n°5.....	58
Valores obtenidos al realizar las pruebas de resistencia	

Anexo n°5

INDICE DE GRÁFICOS

Gráfico nº1.....	44
Comparación de las medias de fuerza obtenidas en ambos grupos	

12.- INFORMACIÓN DOCENTE

Firma Profesor Guía _____

Fecha: ____/____/____