



UNIVERSIDAD
Finis Terrae
VINCE IN BONO MALUM

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**INFLUENCIA DEL USO DE CLORHEXIDINA AL 2% EN LA
RESISTENCIA ADHESIVA DE RESTAURACIONES DE RESINA
COMPUESTA**

MACARENA ALEJANDRA DÍAZ ESPARZA
JOSÉ FRANCISCO FERNÁNDEZ MONTOYA

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

Profesor Guía: Dr. Marcelo Bader Mattar

Santiago, Chile

2016

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	3
RESINAS COMPUESTAS	3
ADHESIÓN A LAS ESTRUCTURAS DENTALES	8
SISTEMAS ADHESIVOS	13
COMPROMISO DE LA ARTICULACIÓN ADHESIVA	17
CLORHEXIDINA.....	19
HIPÓTESIS	21
OBJETIVO GENERAL	21
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
MATERIAL Y MÉTODO	22
ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	30
DISCUSIÓN	35
CONCLUSIÓN	41
RECOMENDACIONES	42
BIBLIOGRAFÍA	43
ANEXOS	52
ANEXO N° 1	52

RESUMEN

El presente estudio evaluó la resistencia adhesiva bajo fuerzas de cizalla de restauraciones de resina compuesta realizadas con y sin la aplicación de clorhexidina al 2% (Consepsis®) previa al uso de un mismo sistema adhesivo.

Se utilizaron 30 terceros molares humanos sanos recientemente extraídos, los cuales fueron seccionados transversalmente a nivel corono-radicular, y sagitalmente perpendicular al plano oclusal, de modo de obtener dos fragmentos coronales con dentina de similares características. Los fragmentos fueron divididos en 2 grupos en cuyas superficies internas se les adhirió un cilindro de resina compuesta estandarizado de 5 mm de longitud y 3 mm de diámetro. En los fragmentos vestibulares (Grupo 1) se realizó el procedimiento con aplicación de clorhexidina al 2% previa al adhesivo Single Bond Universal®; mientras que en los fragmentos palatinos/linguales (Grupo 2) se realizó sin la aplicación de esta.

Los cuerpos de prueba fueron mantenidos en una estufa a 37 °C con 100% de humedad relativa durante 48 horas simulando el medio bucal, luego de lo cual fueron testeados en una máquina de ensayos universales Tinius Olsen, sometiénolos a tensión bajo carga de cizallamiento a una velocidad de cabezal de 5 mm/min, con una carga de 200 Kg.

El valor promedio de resistencia adhesiva bajo cargas de cizallamiento para el grupo con aplicación de clorhexidina fue de 23.16 MPa, mientras que para el grupo sin aplicación de ésta fue de 33.37 MPa. Los resultados fueron analizados mediante T-Test de Student y U de Mann-Whitney, encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio.

En conclusión, se puede afirmar que de acuerdo a la metodología utilizada en este estudio, la resistencia adhesiva bajo fuerzas de cizalla en restauraciones de resina compuesta realizadas sin la utilización de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo obtuvo un valor promedio mayor, siendo significativamente superior a las realizadas con la utilización de clorhexidina al 2%.

INTRODUCCIÓN

Actualmente las resinas compuestas son uno de los materiales dentales más usados por Odontólogos, por sus propiedades físicas, mecánicas y estéticas⁽¹⁾. Sin embargo, uno de sus mayores defectos es que la resina compuesta por sí misma no posee adhesión a la pieza dentaria, por ello para poder realizar una obturación con este material es necesario seguir un protocolo adhesivo previo, el cual genera una superficie más receptiva para permitir la unión entre diente y material restaurador⁽²⁾. Como complemento a lo anterior se debe utilizar un elemento que una o articule ambas partes. Ese rol de articulación adhesiva lo realiza el sistema adhesivo⁽²⁾. Este adhesivo en la interfaz diente-restauración, permite la unión de una resina (hidrófoba) con el diente (hidrófilo)⁽²⁾, sin embargo, esta articulación adhesiva puede verse comprometida por diferentes factores que producirían un deterioro de la misma⁽³⁾.

Las causas más estudiadas son: a) la captación de agua, lo que produciría una hidrólisis del componente resinoso⁽³⁾ y b) la degradación del colágeno por las metaloproteinasas de la matriz (MMPs) que se encuentran en la dentina^(3,4). Las MMPs son enzimas proteolíticas que degradan el colágeno que no logró ser hibridado por la resina, las cuales se activan posterior al acondicionamiento del remanente, producto del bajo PH del ácido fosfórico⁽³⁻⁵⁾.

Se ha estudiado que la aplicación de un inhibidor de estas MMPs como la clorhexidina (CHX) podría lograr una mayor longevidad de la articulación adhesiva, dando así un resultado más predecible de la restauración⁽²⁾. Esto lo conseguiría por su acción anticologénica, inhibiendo las MMPs de la matriz extracelular de la dentina⁽⁶⁾.

Es importante tener claro que esta interfaz que se logra entre diente y restauración está constantemente sometida a fuerzas de la cavidad oral, ya sean de compresión, tensión y cizallamiento, siendo esta última una de las que más se podría aproximar a fuerzas masticatorias⁽⁶⁾. Estas fuerzas masticatorias podrían tener incidencia en la estabilidad de la restauración, si es que la adhesión lograda

no es eficaz para soportar estas cargas⁽⁶⁾. Por lo tanto, es de gran importancia conocer si la aplicación de este tipo de antisépticos de uso odontológico para evitar la activación de las MMPs durante el protocolo adhesivo, tiene algún impacto relevante en la calidad de la articulación adhesiva generada, ya que no existe la certeza de que la aplicación de clorhexidina al 2% produzca una adhesión más estable y predecible en el tiempo⁽⁷⁾.

Además, queda la duda de si esta clorhexidina al ser colocada sobre la estructura dentaria ya acondicionada por el ácido podría ocupar los sitios en donde se va a fijar el adhesivo, y con ello, disminuir el factor de adhesión.

Al no existir evidencia concluyente respecto a este tema, es necesario conocer si el uso de este antiséptico afecta o no la resistencia adhesiva de la restauración ante las diferentes fuerzas a las que podría estar sometida en la cavidad oral, como es el caso de las fuerzas de cizalla⁽⁷⁾.

El propósito de este estudio es determinar si la aplicación de clorhexidina en el protocolo convencional de adhesión de las resinas compuestas al sustrato dentario influye en la resistencia adhesiva de la unión diente-restauración.

MARCO TEÓRICO

La Odontología Restauradora es la rama de la Odontología responsable de recuperar la falta o pérdida de sustrato dentario como consecuencia de diversas patologías ya sea por la caries dental, por traumatismos, defectos congénitos u otros problemas⁽⁸⁻¹⁰⁾, convirtiéndose en una de las prácticas más frecuentes del quehacer del odontólogo

Con el objeto de recuperar la forma, función y estética dentaria se debe recurrir al uso de diversos tipos de materiales dentales restauradores⁽¹⁰⁻¹²⁾. Actualmente, ante el interés creciente por obtener mejores resultados y la mayor demanda estética, hay una constante investigación y desarrollo de nuevos materiales que permitan satisfacer las necesidades de los pacientes, perfeccionando cada vez más sus características y permitiendo una mayor longevidad del mismo^(2,10,13), tanto al mejorar los biomateriales dentales como simplificando los procedimientos clínicos operatorios⁽¹⁰⁾.

En la búsqueda de un biomaterial dental restaurador que cumpla con las características requeridas se desarrollaron las resinas compuestas, las que por sus propiedades se han convertido en un material de elección dentro de la práctica odontológica⁽¹⁴⁾. Este material ha evolucionado enormemente desde su creación hace más de 50 años, mejorando diferentes características, tales como sus propiedades físicas, mecánicas y ópticas^(13,15), asegurando así un resultado predecible y la posibilidad de realizar preparaciones dentarias con diseños más conservadores, limitando así la pérdida de tejido dentario sano^(4,5,13).

RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas son un material sintético formado por dos o más fases distintas que cuando se combinan obtienen unas propiedades intermedias o superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual^(11,13). Es un material con gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, que se encuentran reforzados por una dispersión de partículas de sílice amorfo, vidrio,

partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión⁽¹¹⁾.

Están formadas principalmente por tres materiales químicamente diferentes, que corresponden a una matriz o fase orgánica; una fase inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un agente de unión entre ambas partes^(5,16-19). Esta es la estructura básica de una resina compuesta, la que permite que este material pueda ser usado en diferentes situaciones clínicas, como la obturación en cavidades conservadoras y mínimamente invasivas⁽¹⁾. Además, contiene otros componentes como iniciadores, estabilizadores, pigmentos y otros agentes, que mejoran de forma considerable las propiedades estéticas y físico-mecánicas^(10,13).

La matriz o fase orgánica representa aproximadamente entre el 30% y 50% del volumen total del material⁽¹²⁾. Está constituida principalmente por un sistema de monómeros mono, di- o tri- funcionales, siendo el Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil metacrilato) y el UDMA (Dimetil metacrilato de uretano) los más utilizados^(11,20,21).

El Bis-GMA -un monómero de alto peso molecular-, es muy viscoso a temperatura ambiente, por lo que para mejorar el manejo clínico de la resina compuesta se añaden monómeros diluyentes^(15,16,18,20). Los más utilizados son dimetacrilatos como el TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), que básicamente permite que se generen enlaces cruzados entre cadenas, resultando de esta forma una matriz más resistente a la degradación por parte de los solventes. Desafortunadamente, el TEGDMA, como otros monómeros de bajo peso molecular, aumentan la contracción de polimerización de las resinas, limitando así su uso^(11,21).

La fase orgánica de las resinas compuestas también presenta otros componentes que se incorporan para mejorar y favorecer sus propiedades:

- Inhibidores: Se añaden para prevenir la polimerización prematura o espontánea de la resina, ya que captan los radicales libres que se producen antes de que puedan iniciar la reacción de

polimerización^(5,22). Comúnmente se utiliza hidroxitolueno butilado (BHT) ya que puede proporcionar restauraciones con resultados más satisfactorios debido a que tiene mejor estabilidad del color. Generalmente se utiliza en cantidades del 0,1%⁽²³⁾.

- Iniciadores: En el caso de las resinas compuestas activadas por luz visible, el sistema de iniciación consiste en una amina orgánica terciaria no aromática iniciadora (dimetilaminoetil metacrilato) y una dicetona sensible a la luz (canforoquinona). La canforoquinona al ser expuesta al espectro de luz de la región azul (460 a 490 nm) pasa a un estado de activación o excitado, y al combinarse con el dimetilaminoetil metacrilato, produce radicales libres que actúan sobre los dobles enlaces de los monómeros para iniciar la polimerización^(11,15,19,23).
- Modificadores ópticos: Dan propiedades de translucidez y tono similares a la estructura dental. El tono se modifica por la adición de pigmentos obtenidos a partir de partículas de óxidos metálicos^(5,22).

La fase inorgánica o dispersa corresponde a un material de relleno inorgánico a base de vidrio de sílice, sílice coloidal o cuarzo, que otorga principalmente las propiedades físicas y mecánicas a las resinas compuestas^(5,19,24). Tanto la naturaleza del relleno, como su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida las propiedades mecánicas de la resina compuesta. El porcentaje de relleno depende del tipo de material y de la marca comercial, y por lo general oscila entre 30% y 70% en volumen.

Las partículas de relleno se añaden a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas y estabilidad dimensional de la resina compuesta, por esto es que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible, es un objetivo fundamental⁽²⁵⁾. El primer efecto que produce la cantidad de relleno es la disminución de la contracción de polimerización debido que disminuye la cantidad de resina presente en un volumen determinado⁽¹⁹⁾. Además disminuye la sorción

acuosa y el coeficiente de expansión térmica, aumenta la dureza, resistencia a la tracción, compresión, abrasión y el módulo de elasticidad, por lo que se obtiene un material de mayor rigidez^(15,19,21). También puede otorgarle radiopacidad al composite, dependiendo del tipo de partícula usada por el fabricante, lo que se realiza reemplazando parcialmente el relleno por partículas de materiales pesados tales como bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio^(13,19,26).

El agente de unión es un órgano-silano que actúa como medio de conexión entre la resina orgánica y el relleno. Son moléculas bifuncionales que poseen grupos silanoles en un extremo que se unen a la superficie de las partículas de relleno mediante conexiones siloxanas (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo que se unen covalentemente con la matriz orgánica durante el proceso de polimerización, de esta forma actúan uniendo químicamente ambas fases y otorgándole cohesión al material^(5,11,13,15,21). El agente de unión es sumamente importante en cuanto a las propiedades físico-mecánicas, ya que transfiere las tensiones de la fase que se deforma con mayor facilidad a la más rígida, así la resina compuesta tiene una resistencia intermedia entre la del relleno y la del polímero, y se deforma con mayor dificultad^(5,15). Además proporciona estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfaz resina/relleno^(11,21).

Las resinas compuestas endurecen debido a una serie de reacciones químicas en donde se forma un polímero o macromolécula a partir de un gran número de moléculas de menor tamaño o monómeros mediante enlaces covalentes⁽¹¹⁾. Las resinas compuestas utilizadas en odontología polimerizan por un proceso denominado polimerización de poliadición radicalica, en el cual se descomponen los dobles enlaces presentes en los grupos terminales de los monómeros, los que se energizan, generando la unión entre ellos. De este modo el material en un estado plástico al inicio, pasa a un estado rígido^(4,11,15).

La polimerización total de la resina está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, que señala la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión⁽²⁷⁾. La tasa de

conversión polimérica es de suma importancia, ya que incide directamente sobre las propiedades físicas y mecánicas de la resina^(11,21), como puede ser la resistencia al desgaste, la resistencia compresiva y traccional, la estabilidad dimensional térmica, la absorción de agua, la estabilidad de color y la biocompatibilidad⁽²³⁾. Los sistemas de activación responsables de la conversión polimérica utilizados actualmente son el calor (termopolimerización), componentes químicos (autopolimerización), y la luz visible (fotopolimerización), siendo éste último sistema el más usado^(11,21) debido a que permite niveles adecuados de polimerización y resulta en un curado uniforme de la matriz resinosa⁽²¹⁾.

Además existen otros factores que influyen en la polimerización de las resinas, tales como el tiempo de exposición a la luz activadora, el espesor de la capa de resina compuesta a polimerizar, el color o valor de la resina compuesta, la temperatura ambiente, el tipo de relleno, la cantidad de fotoiniciador, la efectividad de transmisión de la luz, la distancia y ángulo entre el foco de la luz y la resina compuesta, la inhibición por aire (oxígeno), la intensidad de la luz, la limpieza de las puntas emisoras de luz de la lámpara y la calidad del foco de iluminación^(23,27).

A pesar de las mejoras considerables que se han obtenido a través de la evolución de las resinas compuestas^(5,13,14), siguen presentando algunas desventajas dentro de las cuales las de mayor relevancia clínica son: la imposibilidad de adhesión a los tejidos dentarios por sí misma, el coeficiente de variación dimensional térmico y la contracción de polimerización^(10,13,16).

Debido a que las resinas compuestas no presentan adhesión por sí mismas a los tejidos dentarios, se debe preparar la superficie mediante procedimientos clínicos que permitan lograr un sustrato más receptivo para adherir el material junto con el uso de un elemento de conexión entre resina compuesta y estructuras dentarias, rol que cumplen los sistemas de adhesión. De esta manera, al acondicionar los tejidos dentarios, el adhesivo podrá unirse a ellos y al mismo tiempo a la resina compuesta generando una articulación adhesiva, que mantendrá la restauración firmemente adherida^(10,28).

ADHESIÓN A LAS ESTRUCTURAS DENTALES

La adhesión es un proceso de interacción de sólidos y/o líquidos entre un material con otro a nivel de una misma interfaz. La mayoría de las situaciones de adhesión dental consisten realmente en articulaciones adhesivas, que son el resultado de las interacciones de una capa de material intermedio con dos superficies que se encuentran en íntimo contacto mediante fuerzas de atracción molecular, dando lugar a dos interfaces adhesivas⁽¹²⁾. En odontología, se entiende como la unión adhesiva entre el esmalte o la dentina con los materiales restauradores⁽²⁹⁾.

Los tejidos dentarios difieren en cuanto a su estructura y composición, tanto el esmalte como la dentina poseen concentraciones diferentes de materia orgánica e inorgánica, por lo que la adhesión no se realiza de igual forma⁽¹¹⁾. Por este motivo, es necesario conocer histológicamente la estructura de estos tejidos.

Fundamentos de la adhesión en esmalte dental

Durante la amelogénesis, el esmalte dental es formado por células especializadas denominadas ameloblastos que secretan de forma aposicional y rítmica una matriz orgánica de pre-esmalte para la mineralización posterior con calcio y fósforo. Una vez que el esmalte está totalmente formado y calcificado, los ameloblastos pierden su función^(29,30).

El esmalte dental es el tejido más mineralizado y por lo tanto, el más duro de nuestro organismo. Está compuesto mayoritariamente en un 95% de hidroxiapatita, 4% de agua, y 1% de colágeno. Recubre toda la corona anatómica de las piezas dentarias, y se extiende desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa⁽²⁹⁻³¹⁾.

Para lograr la adhesión en esmalte, se necesita realizar un acondicionamiento ácido, que busca crear en una superficie originalmente lisa y suave, una superficie rugosa, irregular y áspera, aumentando de esta forma su área de contacto en aproximadamente unas 2.000 veces y su energía superficial a

más del doble de la que tiene sin grabar, además de remover la contaminación⁽³¹⁻³⁷⁾. De esta forma, el adhesivo puede humectar esta superficie de alta energía y por un mecanismo de tracción capilar penetrar en las microporosidades creadas⁽³¹⁻³³⁾. Con la ulterior polimerización del adhesivo en el interior de estas oquedades, se dará origen a los denominados “tags” de resina generando adhesión de tipo micromecánica por efectos reológicos y geométricos^(31-33,38). Para acondicionar el esmalte, usualmente se utiliza ácido ortofosfórico en concentraciones que fluctúan entre el 35% y 40%, aunque la más utilizada es al 37%⁽³⁴⁾.

Con el grabado ácido se busca remover selectivamente el contenido mineral del esmalte para producir la exposición de los prismas de hidroxiapatita⁽³⁵⁾. Se producen distintos grados de disolución en zonas de los prismas del esmalte y del esmalte interprismático, formando diferentes patrones de grabado ácido en esmalte, que constan de microporosidades y numerosas zonas retentivas que posibilitan posteriormente una íntima relación con los sistemas adhesivos⁽²⁹⁾. Dichos patrones de grabado ácido se clasificaron en una escala de tipo nominal en 5 tipos diferentes. Silverstone et. al (1975) (Tipos I, II y III) y Galil y Wright (1979) (Tipos IV y V) los describen de la siguiente manera⁽³⁸⁻⁴²⁾:

- Tipo I: el centro de los prismas aparece erosionado, permaneciendo insoluble la periferia de ellos (Fig. 1A).
- Tipo II: la periferia de los prismas aparece erosionada, permaneciendo insoluble la zona central (Fig. 1B).
- Tipo III: se produce una erosión generalizada y se conforman imágenes que vagamente recuerdan la morfología prismática en escamas de pescado o en ojo de cerradura (Fig. 2).
- Tipo IV: se observa una superficie con hoyos y marcas no uniformes, caracterizada por una zona de depresiones distribuidas aleatoriamente por la superficie del esmalte sin que

exista una destrucción preferente de la periferia o del centro de los prismas (Fig. 3A).

- Tipo V: No hay evidencia de los prismas, caracterizado por una superficie lisa que carece de microirregularidades para la penetración y retención de la resina (Fig. 3B).

Debido a la ausencia de microretenciones, en el patrón tipo V no se genera retención, mientras que en el patrón tipo IV es de poco valor. De los restantes, por su naturaleza irregular, el patrón tipo III es el menos recomendado para obtener una buena retención, y por ende, una buena adhesión. Por otra parte, en los patrones de tipo I o II al ser más regulares se puede esperar una buena retención o adhesión^(38,41-43).

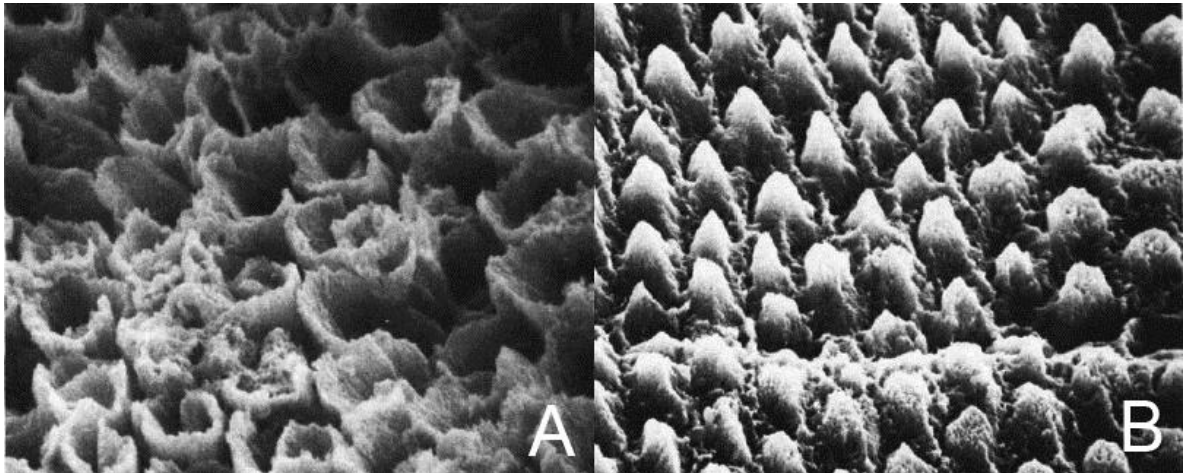


Figura 1: (A) Patrón de grabado ácido en esmalte Tipo I. (B) Patrón de grabado ácido en esmalte Tipo II (Galil & Wright, 1979)⁽⁴¹⁾.

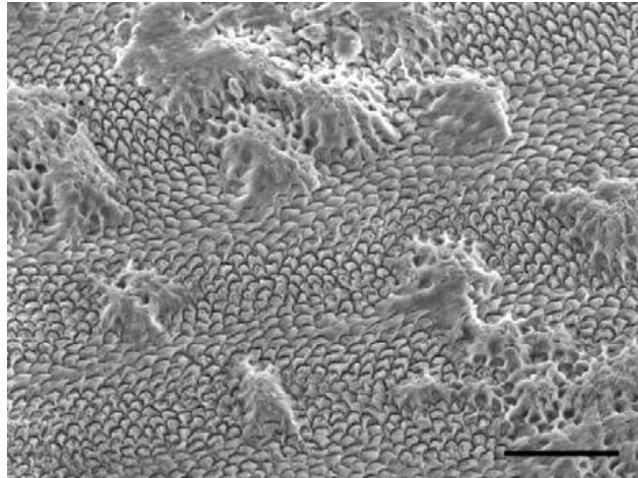


Figura 2: Patrón de grabado ácido en esmalte Tipo III (Sánchez-Quevedo y cols., 2006)⁽⁴⁴⁾.

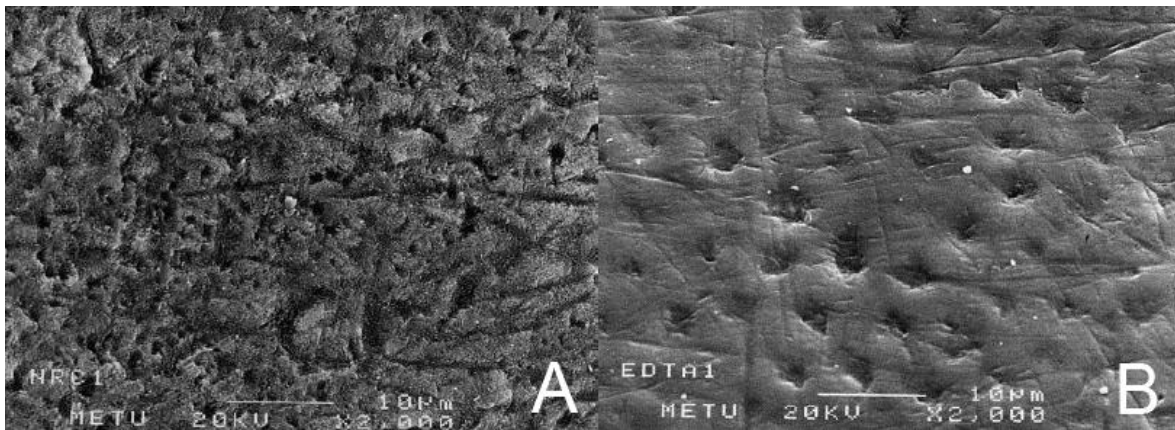


Figura 3: (A) Patrón de grabado ácido en esmalte Tipo IV. (B) Patrón de grabado ácido en esmalte Tipo V (Çehreli & Altay, 2000)⁽⁴²⁾.

Fundamentos de la adhesión en dentina

Durante la dentinogénesis, la dentina es formada por células especializadas denominadas odontoblastos, que secretan de forma aposicional y rítmica una matriz de pre-dentina para su posterior mineralización^(29,30). Constituye el volumen principal del diente, y a diferencia del esmalte, no es una estructura cristalina sino más bien un tejido vivo. En la porción coronaria está recubierta por el esmalte dental, y en la porción radicular por el cemento^(29,45). Normalmente los

odontoblastos no pierden su función, por lo que pueden formar dentina durante toda la vida de la pieza dentaria^(29,30).

La estructura dentinaria es porosa y atravesada en todo su grosor por túbulos dentinarios. Es menos mineralizada que el esmalte -tan sólo el 70% de su peso corresponde a mineral en forma de calcio y fósforo-, mientras que posee una mayor proporción de agua (10-12%) y matriz orgánica (18-20%) que corresponde a fibras colágenas^(29,45). Los túbulos dentinarios son de trayecto sinuoso, presentan un mayor diámetro y número mientras más cercanos a la pulpa estén⁽⁴⁶⁾. Así, el área ocupada por ellos cercano a la pulpa corresponde al 22%, mientras que cercano al límite amelo-dentinario tan sólo al 1%⁽⁴⁶⁾. En su interior, se encuentran las prolongaciones odontoblásticas que corresponden a extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos ubicados en la zona eterna de la pulpa dental, formando de esta manera el complejo pulpodentinario⁽⁴⁶⁾. También en su interior se encuentra un fluido proveniente de la pulpa, que le otorga la humedad al sustrato dentinario, y que por otra parte, influye directamente en el proceso de adhesión⁽⁴⁶⁾.

Cada túbulo dentinario está recubierto por dentina peritubular, cuyo grosor es menor a 1 μm , posee un alto contenido mineral y escasas fibras colágenas^(46,47). Entre los túbulos dentinarios, se encuentra la dentina intertubular, constituye la mayor parte del tejido y posee numerosas fibras colágenas, por tanto tiene un rol significativo en la adhesión⁽⁴⁶⁻⁴⁸⁾.

Durante la utilización de instrumental de corte en la dentina, se crea una capa de residuos que se denomina barro dentinario o “smear layer”, la cual es un capa de desechos microcristalinos que esencialmente consiste en partículas de mineral, residuos de colágeno, y en caso de caries, también restos de bacterias y sus productos metabólicos que se depositan sobre el tejido mineralizado producto del corte o desgaste con un instrumento rotatorio o manual. Esta capa puede alcanzar un espesor de 0,5 a 5 μm ^(15,49).

El barro dentinario cubre toda la dentina y ocluye los túbulos dentinarios, actuando como una barrera de protección que disminuye la permeabilidad dentinaria y que algunos autores consideran que debe ser removido para poder unir la resina al sustrato dentinario subyacente^(1,50). De esto se deduce que hay sistemas adhesivos que lo consideran un impedimento para lograr una apropiada técnica adhesiva, por lo que aconsejan su eliminación (técnica de hibridación dentinaria), mientras que otros sistemas solo lo modifican e integran en la articulación adhesiva (técnica de reacción-integración)^(51,52).

La técnica adhesiva que elimina el barro dentinario, requiere del acondicionamiento previo tanto del esmalte como la dentina con ácido ortofosfórico, que además de eliminar la capa de barro dentinario, desmineraliza parte de la hidroxiapatita superficial, aumenta la energía superficial, genera zonas microretentivas en la zona dentaria grabada, se exponen las fibras colágenas, se ensanchan los túbulos dentinarios, con el consiguiente aumento de la permeabilidad dentinaria^(35,38,53). Después del grabado, se debe lavar el ácido y secar con cuidado de no desecar la dentina, ya que con la disolución de los cristales de hidroxiapatita las fibras colágenas quedan sin soporte, y por tanto, el agua las mantiene estables. Posteriormente se aplica el sistema adhesivo que por capilaridad se infiltrará en las fibras colágenas, túbulos dentinarios y microporosidades creadas, formando una unidad denominada capa híbrida⁽⁵³⁾.

La técnica de reacción-integración utiliza sistemas adhesivos autograbantes, que poseen una solución de un polímero ácido que penetra a través del agua que rodea las partículas de barro dentinario, acondicionando e imprimando la dentina a la vez. De esta manera, el barro dentinario es modificado e integrado a la articulación adhesiva, y se obtiene una capa híbrida que reúne minerales, barro residual, matriz dentinaria acondicionada y adhesivo⁽⁵³⁾.

SISTEMAS ADHESIVOS

Corresponden al conjunto de sustancias químicas que permiten la correcta articulación adhesiva entre el material restaurador y el diente, las que

comprenden: preparación de la superficie del esmalte y de la dentina, adhesión química y/o micromecánica al esmalte - dentina y adhesión química al material restaurador. Para esto se busca, como propiedades ideales de estos materiales, que la resina tenga la capacidad de fluir, poseer baja viscosidad y formar una capa híbrida a nivel dentinario^(28,54).

A lo largo del tiempo estos sistemas adhesivos han ido variando en su composición, pero actualmente podemos encontrar que todos ellos presentan en su constitución:

- Resinas hidrofílicas: Las cuales, gracias a esta propiedad pueden infiltrar la superficie dentinaria acondicionada, en presencia de humedad, para entrelazarse con el colágeno de la dentina y formar la denominada capa híbrida. A estas resinas hidrofílicas también se les conoce como agente imprimante. Dentro de estas resinas podemos encontrar: HEMA, TEGDMA, PENTA, 4-META, BPDM, MDP^(5,50).
- Resinas hidrófobas: Corresponde a resinas basadas solo en metacrilatos convencionales, los cuales mediante un proceso de conversión polimerizan y forman una unión covalente con la resina compuesta, y además poseen cierto grosor para resistir las fuerzas a las que estará sometida la restauración. Se le conoce normalmente como adhesivo^(5,50).
- Activadores: Son sustancias que inician la polimerización mediante la generación de radicales libres. Dentro de los sistemas de fotocurado se encuentran canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas, las cuales necesitan una longitud de onda entre 420 y 500 nm de luz visible^(13,50).
- Solventes: normalmente encontramos solventes orgánicos (etanol y acetona), solventes inorgánicos (como el agua) y combinaciones de ambos^(5,50).

Del mismo modo los sistemas adhesivos han ido variando en cómo se acondiciona el tejido dentario, lo que ha hecho que se dividan en adhesivos que requieren acondicionamiento previo y en los que no lo requieren o autograbantes.

- Adhesivos que requieren acondicionamiento previo: Requieren de un tratamiento previo de su superficie, mediante la desmineralización y disolución de la fase inorgánica de la dentina, generalmente con ácido ortofosfórico al 37%. Dentro de estos sistemas que requieren un acondicionamiento previo de su superficie podemos encontrar los de tres y dos pasos:
 - a. Adhesivos con tres pasos independientes: En estos lo primero que se debe hacer es realizar el acondicionamiento de la superficie con ácido ortofosfórico al 37%. Este actúa desmineralizando la parte inorgánica de la pieza, creando microretenciones y eliminando el barro dentinario, permitiendo que la energía superficial aumente y queden expuestas las fibras colágenas. Consecutivo a esto se debe aplicar la resina hidrofílica o agente imprimante, el cual infiltra las fibras colágenas en la dentina. El tercer y último paso corresponde a la incorporación del adhesivo (resina hidrófoba), el cual copolimeriza junto al agente imprimante y crean la capa híbrida, lo que permite la articulación adhesiva^(50,55).
 - b. Adhesivos dentinarios de dos pasos independientes: A diferencia de los anteriores, en estos el agente imprimante y el adhesivo se encuentran en la misma botella. Con esto se logra disminuir los tiempos clínicos y también la probabilidad de error, haciéndolos menos sensibles a la técnica que los de tres pasos. En primer lugar se acondiciona la superficie con ácido ortofosfórico al 37% y luego se aplica el adhesivo en 1 ó 2 capas. Durante el uso de este se busca, en una primera

aplicación, la infiltración de las fibras colágenas y en la segunda, generar la capa de adhesivo que sea compatible con la resina compuesta⁽⁵⁵⁾.

- Adhesivos que no requieren acondicionamiento previo: También se conocen como autograbantes. En estos el agente imprimante es un monómero ácido, el cual logra acondicionar la superficie dentaria y permite que se infiltre la resina hidrofílica. Pero a diferencia de los sistemas antes descritos estos no remueven el barro dentinario, sino que lo modifican y hacen que se integre dentro de la articulación adhesiva⁽⁵⁶⁾.

Estos también se clasifican en el número de pasos a seguir:

- a. Adhesivos en dos etapas con autograbado: En el primer paso se aplica el agente imprimante ácido, el cual acondiciona y compatibiliza la superficie, y luego se coloca el adhesivo propiamente tal⁽⁵⁵⁾.
- b. Adhesivos en un solo paso con autograbado: En estos el agente imprimante ácido y el adhesivo se aplican en un tiempo⁽⁵⁵⁾.

Una evolución de los sistemas adhesivos anteriores corresponden a los adhesivos universales de reciente aparición. Estos fueron creados para disminuir la sensibilidad a la técnica, dar buenos resultados de fuerza adhesiva y de sellado marginal. Además la posibilidad de utilizarlo con la técnica de grabado ácido total, grabado ácido selectivo y como autograbante. Dentro de estos encontramos el Single Bond Universal (3M/ESPE, Minnesota, USA) el cual, según el fabricante, contiene monómero MDP (optimiza la capacidad autograbante del adhesivo, además de proporcionar unión química con el óxido de circonio, alúmina y otros metales) y Silano, el cual permite una mejor unión a cerámicas. Por lo tanto, este

adhesivo permite la adhesión tanto en restauraciones directas como indirectas y usando una técnica de autograbado o grabado ácido de esmalte y dentina^(2,57).

COMPROMISO DE LA ARTICULACIÓN ADHESIVA

En restauraciones de resina compuesta, donde se ha logrado una adecuada capa híbrida entre la pieza dentaria y la obturación, se puede apreciar que los adhesivos utilizados tienen una duración que va disminuyendo con el tiempo^(58,59). Es posible encontrar en diferentes publicaciones^(58,60) que la interfaz entre el adhesivo y el sustrato dentario, en modelos que evalúan la resistencia de esta, demuestran una reducción de estos valores a lo largo del tiempo⁽⁶⁰⁾. A esto se le suman fallas y alteraciones internas del adhesivo y/o de la dentina que fue acondicionada, como es la desnaturalización de sus componentes⁽⁶¹⁾.

A lo largo del tiempo en que las resinas compuestas han sido utilizadas como material de obturación, se han estudiado los factores que podrían provocar una disminución en los valores de unión de ésta, como es el caso de la hidrólisis del componente resinoso o por la degradación enzimática de la dentina acondicionada, pero que no fue hibridada en su totalidad, por una menor infiltración de los monómeros de la resina^(50,59). El agua que puede quedar, ya sea porque no se eliminó en suficiente medida después de haber realizado la limpieza del grabado ácido, o por agua intrínseca de la pieza dentaria que proviene de los túbulos dentinarios abiertos, se absorbe por los polímeros del adhesivo, lo que hace que se convierta en un agente plastificador que podría conllevar a que ocurran fallas de tipo cohesivas del adhesivo. Todo esto se traduce en que al mediano y largo plazo se aprecie una disminución de las propiedades mecánicas de las cadenas poliméricas, que luego resultarían en una hidrólisis de sus componentes y el deterioro de su estructura, haciendo que la articulación entre los componentes de la interfaz adhesiva se vea mermada⁽⁶⁰⁾.

El otro factor que produce el deterioro de la capa híbrida es cuando al momento de grabar la pieza dentaria con ácido ortofosfórico, se alcanza una desmineralización más profunda y por lo tanto, el adhesivo no alcanza a imprimir

correctamente todas estas fibras de colágeno que quedaron expuestas⁽⁶¹⁾. Esto produce que queden aéreas donde la dentina queda sin remanente mineral y tampoco queda embebida por el adhesivo, por lo tanto no forma ahí una capa híbrida^(61,62). Esto al mediano y largo plazo genera una degradación enzimática, producida por enzimas del hospedero, lo que deteriora la interfaz entre el sustrato dentinario y la restauración^(62,63).

El colágeno que queda expuesto posterior al acondicionamiento ácido, y que no logra ser infiltrado por el sistema adhesivo, es degradado por metaloproteinasas (MMPs) de la matriz dentinaria⁽⁶⁴⁾. Las metaloproteinasas son enzimas endógenas proteolíticas, que son dependientes de Zinc y Calcio. Estas se encargan principalmente de la remodelación de la matriz extracelular de diferentes tejidos. Se expresan tanto en procesos fisiológicos como patológicos del organismo, encargándose del metabolismo del colágeno, proteoglicanos, diferentes tipos de proteína, y su actividad está mediada por inhibidores tisulares de metaloproteinasas de la matriz (TIMPs)⁽⁶³⁻⁶⁵⁾.

Las MMPs que pueden afectar las fibras colágenas que no fueron imprimadas por el adhesivo se encuentran en los tejidos dentarios en estado de latencia, que es la forma en la que se encuentran en normalidad. Pero esta latencia se puede afectar debido al acondicionamiento de la pieza dentaria con elementos ácidos, ya sea por el ácido ortofosfórico o por algún adhesivo ácido en el caso de los de menos pasos clínicos. Esto hace que las MMPs se activen y degraden estas fibras colágenas desprotegidas (es decir, libres de hidroxapatita o de adhesivo)⁽⁶¹⁾.

Las MMPs que se encuentran en condiciones de normalidad al interior de la pieza dentaria, y que participan en los procesos fisiológicos (morfogénesis de los dientes) y patológicos (caries dental)⁽⁶⁶⁾, corresponden a MMP-1 Y -8 (colagenasas); MMP-2 y -9 (gelatinasas); MMP-10 y -11 (estromalisinas) y MMP-20 (enamelisina)^(61,66).

Además de la destrucción que producen las MMPs al colágeno que queda expuesto posterior al grabado ácido, aumentan las porosidades en la capa híbrida, lo que conlleva a la absorción de agua por aumento de su permeabilidad y la posterior nanofiltración de la interfaz adhesiva^(62,67,68).

Con el fin de tratar de evitar el deterioro de la capa híbrida se han realizado investigaciones del uso de la clorhexidina al 2% durante el protocolo adhesivo para evitar o disminuir que suceda este proceso. Se ha utilizado este antiséptico en específico debido a su característica única de inhibir MMPs, tanto fisiológicas como patológicas^(64,66,68).

CLORHEXIDINA

Dentro de los antisépticos más utilizados en odontología podemos encontrar que la clorhexidina es el más ocupado actualmente⁽⁶⁴⁾. Este compuesto químico sintético, descubierto en 1954, ha sido ampliamente usado en el campo de la medicina, tanto por el cirujano como por el paciente⁽⁶⁴⁾. Pero fue en 1971, con la investigación de Løe y cols., cuando se comprobó que este antiséptico era capaz de inhibir la formación de placa bacteriana en ausencia de cepillado, y con esto marcaron el punto de partida para sus futuros usos en el campo de la odontología⁽⁶⁴⁾.

La clorhexidina es una polibiguanida (bisguanida) catiónica, la cual se usa principalmente como sal (digluconato y diacetato)⁽⁶⁹⁾. Al momento de actuar, las sales de clorhexidina se disocian y liberan cationes, estos se unen a la membrana bacteriana, la cual está cargada negativamente, lo que permite realizar su efecto antiséptico⁽⁶⁴⁾. Una de las mayores propiedades que posee es su sustantividad, lo que significa que esta puede liberarse de forma activa hasta por 12 horas⁽⁶⁴⁾.

El gluconato de clorhexidina posee un amplio espectro de acción antimicrobiano, el cual comprende bacterias Gram (+) y Gram (-), además de ciertos tipos de hongos y algunos virus como el VIH⁽⁶⁴⁾. Dentro de su mecanismo de acción podemos encontrar que este es dependiente de su concentración. Se ha descrito que posee un efecto bacteriostático (a bajas concentraciones), lo que

produce un aumento de la permeabilidad, filtrando los componentes intracelulares del microorganismo; y a mayores concentraciones se ha visto que tiene un efecto bactericida, ya que hace que precipite el citoplasma bacteriano y por lo tanto conlleva a la muerte de la bacteria⁽⁶⁴⁾.

Se ha encontrado evidencia que la clorhexidina al 2% posee un efecto como inhibidor extrínseco de las MMPs, sobretodo de la MMP-2, MMP-8 y MMP-9. Esta inhibición es producida por su acción quelante con el Zinc y el Calcio, lo que hace que las MMPs no puedan desempeñar su acción catalítica. También se ha visto que con ciertas MMPs específicas (MMP 8) la clorhexidina actúa con los grupos sulfhidrilo y/o cisteína de la misma para desarrollar su efecto^(64,66). Por esto, se ha propuesto el uso de la clorhexidina al 2% dentro del protocolo adhesivo como una forma para poder prevenir la degradación del colágeno que queda expuesto posterior al grabado ácido⁽⁶⁶⁾.

El uso de la clorhexidina al 2% previa a la incorporación del adhesivo, es un recurso recomendado de ser investigado para ver si en efecto aumenta la longevidad de las restauraciones de resina compuesta. Desafortunadamente, en la literatura aún no se encuentra información concluyente de si la clorhexidina interfiere o no con la articulación adhesiva formada, impidiendo u obstaculizando el paso del adhesivo a las microretenciones generadas en dentina, y por lo tanto, mermando la resistencia entre el remanente y el adhesivo⁽⁷⁰⁻⁷²⁾.

Por lo anterior, es necesario conocer si el uso de este antiséptico afecta o no la resistencia adhesiva de la restauración ante las diferentes fuerzas a las que podría estar sometida en la cavidad oral, como es el caso de las fuerzas de cizalla.

Es debido a esto que el presente estudio se enfoca en analizar comparativamente si el uso de la clorhexidina al 2%, dentro del protocolo adhesivo, influye o no en la resistencia adhesiva que presentan las restauraciones de resina compuesta al ser sometidas a fuerzas de cizalla, en comparación a aquellas en las que no fue usada la clorhexidina.

HIPÓTESIS

H0: El uso de clorhexidina al 2% (Consepsis®) posterior al acondicionamiento con ácido ortofosfórico al 37% no afecta en la resistencia de las restauraciones de resina compuesta ante fuerzas de cizalla.

H1: El uso de clorhexidina al 2% (Consepsis®) posterior al acondicionamiento con ácido ortofosfórico al 37% afecta en la resistencia de las restauraciones de resina compuesta ante fuerzas de cizalla.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva, bajo fuerzas de cizalla, de restauraciones de resina compuesta, con y sin aplicación de clorhexidina al 2% en el protocolo de adhesión.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el grado de resistencia adhesiva en restauraciones de resina compuesta sin uso de clorhexidina al 2% ante fuerzas de cizalla.
- Determinar el grado de resistencia adhesiva en restauraciones de resina compuesta con uso de clorhexidina al 2% ante fuerzas de cizalla.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODO

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 (Investigación, Desarrollo e Innovación de Estructuras y Materiales) de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.

Se seleccionaron 30 terceros molares superiores y/o inferiores sanos previamente extraídos por indicación profiláctica, ortodóncica, protésica o terapéutica, donados por pacientes de ambos sexos, entre 18 y 22 años de edad, bajo consentimiento informado (Ver Anexo 1). Estos fueron conservados en suero fisiológico (NaCl) al 0,9% y formalina hasta la etapa experimental.

Se les eliminó de las superficies radiculares restos de ligamento periodontal con instrumental manual curetas Gracey 9-10, 11-12 (Hu-Friedy, Chicago, USA) y posteriormente se limpiaron con una suspensión de piedra pómez fina y agua, con escobilla de copa blanda e instrumental rotatorio.



Fig. 4: Esquema de los cortes realizados. Corte transversal a nivel corono-radicular (verde). Corte sagital en sentido mesio-distal (rosado).

Para la confección de los cuerpos de prueba, utilizando un disco diamantado de grano medio (Jota ®, Albacete, España) bajo agua corriente para evitar su desecación, se realizó la eliminación de las raíces dejando íntegras las coronas que fueron cortadas en sentido sagital (mesio-distal) y perpendicularmente al plano oclusal, obteniendo dos fragmentos, uno vestibular y otro palatino/lingual (Fig. 4). A continuación, con turbina de alta velocidad NSK® modelo Pana-Max 2 (Nakanichi Inc., Tochigi, Japón) y fresas diamantadas cilíndricas gruesas SS White® #837-016 (SS White® Burs Inc., New Jersey, USA) se eliminó mediante desgaste los restos de la cámara pulpar remanente en cada mitad, de forma de obtener una superficie amelodentinaria lisa y aplanada (Fig.5).

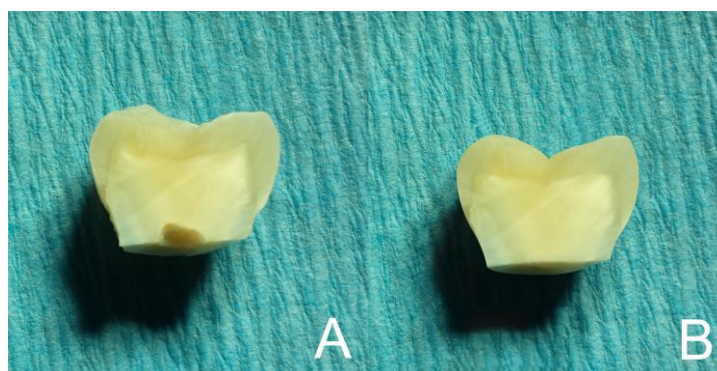


Fig. 5: Fragmento coronario. (A) Luego de la sección sagital de la porción coronaria. (B) Luego del desgaste hasta obtener una superficie amelodentinaria lisa y aplanada.

Los fragmentos se clasificaron en dos grupos:

Grupo 1 con aplicación de clorhexidina (GCC):

Superficies dentarias vestibulares a las que se les unió un cilindro de resina compuesta Filtek™ Z350 XT (3M/ESPE, Minnesota, USA) con la técnica adhesiva convencional de grabado ácido y lavado, utilizando adhesivo Single Bond Universal® (3M/ESPE, Minnesota, USA), con aplicación posterior al acondicionamiento ácido de clorhexidina 2% Consepsis® (Ultradent Products Inc, South Jordan, USA).

Para ello se procedió a grabar con ácido ortofosfórico gel al 37% Scotchbond™ (3M/ESPE, Minnesota, USA) por 10 segundos, seguido de un lavado durante 20 segundos y secado con aire a presión con cuidado de evitar la desecación dentinaria (Fig. 6).

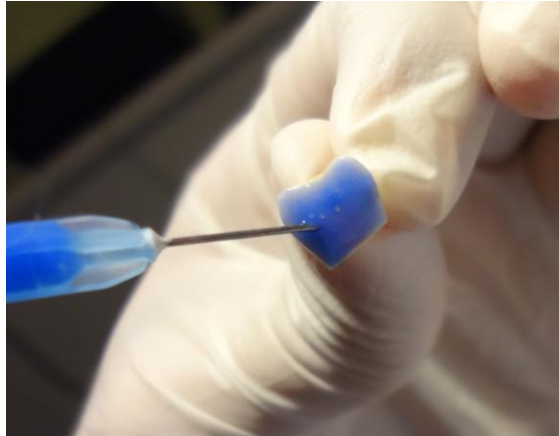


Fig. 6: Grabado ácido de la superficie dentaria.

Posterior al acondicionamiento ácido, se utilizó clorhexidina al 2% Consepsis®, la cual se encuentra libre de sustancias como surfactantes y agua desionizada (Fig. 7). Se aplicó por 30 segundos con un micro aplicador en la totalidad de la superficie grabada y se secó con aire. Luego con otro microaplicador se aplicó el adhesivo Single Bond Universal® en la superficie grabada siguiendo las indicaciones del fabricante (Figs. 8A y 8B). Para ello se aplicó una capa de adhesivo que fue frotada durante 20 segundos, luego se aireó suavemente por 5 segundos, para después fotoactivarla por 20 segundos con una lámpara halógena (Elipar™ 2500, 3M/ESPE®, Minnesota, USA) con una potencia de salida de 800 mw/cm^2 medida con un radiómetro Demetron (Kerr, California, USA) (Fig. 8C).

Una vez realizado el procedimiento adhesivo se realizó la restauración con resina compuesta Filtek™ Z350 XT en dos incrementos, conformando un cilindro de 5mm de largo por 3 mm de diámetro, para lo cual se utilizó una matriz preformada con las dimensiones establecidas para estandarizar el tamaño de los

cuerpos de prueba (Fig. 9A). Los incrementos fueron polimerizados durante 40 y 60 segundos respectivamente.



Fig. 7: Aplicación de clorhexidina al 2% Consepsis® con un microaplicador.



Fig. 8: (A) Gota de adhesivo Single Bond Universal® en microbrush. (B) Aplicación vigorosa de adhesivo sobre superficie dentaria. (C) Polimerización del adhesivo.

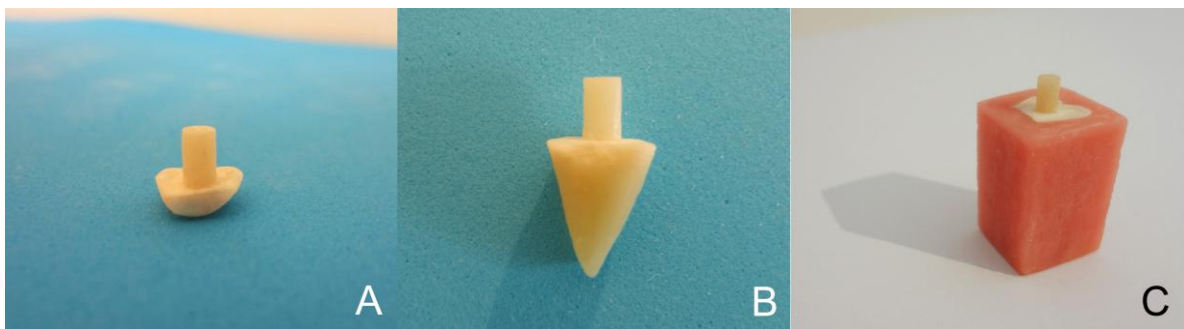


Fig. 9: (A) Cilindro de resina compuesta Filtek™ Z350 XT de 5mm de largo por 3 mm de diámetro sobre superficie dentaria interna. (B) Cono de resina compuesta de aproximadamente 10 mm de largo por 8 mm de diámetro confeccionado sobre superficie dentaria externa. (C) Cuerpo de prueba finalizado.

Por la parte externa de las muestras, constituida por esmalte, se realizó una técnica de adhesión convencional, grabando por 20 segundos, lavando y secando suavemente, luego se ejecutó el protocolo adhesivo y se realizó un cono de resina compuesta de un diámetro aproximado de 8 mm y una longitud de 1 cm en promedio (Fig. 9B), confeccionando luego sobre él un cubo de acrílico Marché para poder tomar los cuerpos de prueba en las máquinas de ensayo durante su testeo (Fig. 9C).

Grupo 2 sin aplicación de clorhexidina (GSC):

Superficies dentarias palatinas/linguales a las que se les unió un cilindro de resina compuesta Filtek™ Z350 XT con la técnica adhesiva convencional de grabado ácido y lavado, utilizando adhesivo Single Bond Universal®, sin aplicación posterior al acondicionamiento ácido de clorhexidina 2% Consepsis®.

Para ello se procedió a grabar con ácido ortofosfórico gel al 37% por 10 segundos, seguido de un lavado durante 20 segundos y secado con aire a presión con cuidado de evitar la desecación dentinaria.

Posterior al acondicionamiento ácido, con un microbrush se aplicó el adhesivo Single Bond Universal® en la superficie grabada siguiendo las indicaciones del fabricante. Para ello se aplicó una capa de adhesivo que fue frotada durante 20 segundos, luego se aireó suavemente por 5 segundos, para posteriormente fotoactivarla por 20 segundos con una lámpara halógena Elipar™ 2500 con una potencia de salida de 800 mw/cm² medida con un radiómetro Demetron.

Una vez realizado el procedimiento adhesivo se realizó la restauración con resina compuesta Filtek™ Z350 XT en dos incrementos, conformando un cilindro de 5mm de largo por 3 mm de diámetro, para lo cual se utilizó una matriz preformada con las dimensiones establecidas para estandarizar el tamaño de los cuerpos de prueba. Los incrementos fueron polimerizados durante 40 y 60 segundos respectivamente.

Por la parte externa de las muestras, constituida por esmalte, se realizó una técnica de adhesión convencional, grabando por 20 segundos, lavando y secando suavemente, luego se ejecutó el protocolo adhesivo y se realizó un cono de resina compuesta de un diámetro aproximado de 8 mm y una longitud de 1 cm en promedio, confeccionando luego sobre él un cubo de acrílico Marché® para poder tomar los cuerpos de prueba en las máquinas de ensayo durante su testeo.

Después de realizadas las restauraciones en ambos grupos de prueba, estas fueron mantenidas en una estufa a 37 °C con 100% de humedad relativa durante 48 horas, simulando el medio bucal.

Para terminar se sometieron los cuerpos de prueba a tensión bajo carga de cizallamiento en la máquina de ensayos universales Tinius Olsen a una velocidad de cabezal de 5 mm/min, con una carga de 200 Kg, hasta su separación o fractura (Figs. 10 y 11).



Figura 10: Máquina de ensayos universales Tinius Olsen modelo H5K-S.

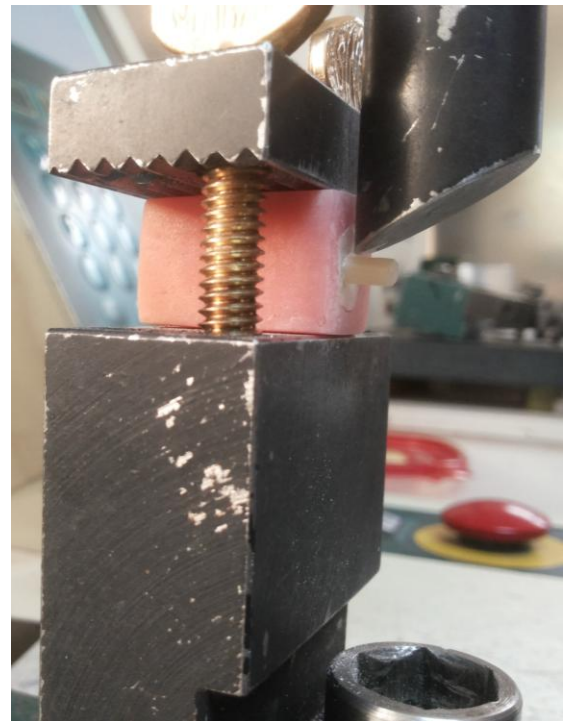


Figura 11: Cuerpo de prueba posicionado en máquina de ensayos Tinius Olsen.

Los resultados se expresaron en MPa y fueron analizados estadísticamente para determinar si existen diferencias significativas.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos de ambos grupos testeados fueron transformados de Kilogramos-Fuerza [KgF] a Megapascuales [MPa] -unidad de medida internacional-, para lo cual primero se debe calcular el área de contacto de la resina compuesta sobre la superficie dentaria de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$a = \pi * r^2, \text{ en nuestro caso: } a = 3,14 * 1,5^2 \text{ cm}^2$$

Una vez obtenida el área de contacto se relaciona con la carga ejercida para medir la resistencia adhesiva, para lo cual se divide la fuerza aplicada por el área anterior de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$T = F / a$$

Una vez transformados los valores entregados por la máquina de ensayos universales a MPa, estos fueron tabulados y se muestran a continuación:

Grupo 1 con aplicación de clorhexidina (GCC): superficies vestibulares					
Cuerpo de Prueba	Carga Máxima (KgF)	Resistencia al cizallamiento (MPa)	Cuerpo de Prueba	Carga Máxima (KgF)	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	202.5	28.66	16	124.5	17.62
2	164.8	23.33	17	149.7	21.19
3	277.7	39.31	18	103.0	14.58
4	173.5	24.56	19	95.5	13.52
5	329.0	46.57	20	226.7	32.09
6	125.2	17.72	21	97.7	13.83
7	102.3	14.48	22	247.7	35.06
8	109.5	15.50	23	159.3	22.55
9	233.2	33.01	24	174.2	24.66
10	223.5	31.63	25	300.0	42.46
11	141.3	20.00	26	141.2	19.99
12	136.3	19.29	27	172.0	24.35
13	151.3	21.42	28	103.3	14.62
14	144.7	20.48	29	105.5	14.93
15	127.8	18.09	30	66.0	9.34
Media: 23.16 MPa					

Tabla 1: Valores de resistencia adhesiva bajo cargas de cizalla de restauraciones de resina compuesta con aplicación de clorhexidina al 2% previa al uso del sistema adhesivo expresados en Kilogramos-Fuerza y Megapascuales.

En la Tabla 1 se muestran los valores de resistencia adhesiva en el grupo de prueba con aplicación de clorhexidina al 2% previa al uso del sistema adhesivo, el cual dio un promedio de 23.16 MPa.

Grupo 2 sin aplicación de clorhexidina (GSC): superficies palatinas/linguales					
Cuerpo de Prueba	Carga Máxima (KgF)	Resistencia al cizallamiento (MPa)	Cuerpo de Prueba	Carga Máxima (KgF)	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	185.7	26.28	16	230.0	32.55
2	293.3	41.51	17	328.2	46.45
3	261.2	36.97	18	195.5	27.67
4	306.8	43.43	19	194.7	27.56
5	208.5	29.51	20	197.2	27.91
6	267.2	37.82	21	197.7	27.98
7	245.5	34.75	22	258.3	36.56
8	349.5	49.47	23	142.5	20.17
9	242.0	34.25	24	203.8	28.85
10	314.5	44.52	25	219.0	31.00
11	216.3	30.62	26	182.5	25.83
12	212.2	30.04	27	275.5	39.00
13	260.0	36.80	28	266.0	37.65
14	224.5	31.78	29	191.5	27.11
15	234.8	33.23	30	169.2	23.95
Media: 33.37 MPa					

Tabla 2: Valores de resistencia adhesiva bajo cargas de cizalla de restauraciones de resina compuesta sin aplicación de clorhexidina al 2% previa al uso del sistema adhesivo expresados en Kilogramos-Fuerza y Megapascales.

En la Tabla 2 se muestran los valores de resistencia adhesiva en el grupo de prueba sin aplicación de clorhexidina al 2% previa al uso del sistema adhesivo, el cual dio un promedio de 33.37 MPa.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Los resultados obtenidos en ambos grupos fueron analizados mediante el programa SPSS, fueron expresados en Megapascales y se resumen en la Tabla 3, donde se observa que el grupo sin aplicación de clorhexidina al 2% previo al sistema adhesivo, presenta un valor promedio mayor de resistencia al cizallamiento a nivel de la interfaz diente-restauración, lugar donde se efectuó la medición.

Estadística de grupo

		N	Media (MPa)	Desviación típica	Error típico de la media
Resistencia al cizallamiento	Con CHX 2%	30	23.1613	9.21412	1.68226
	Sin CHX 2%	30	33.3740	7.01400	1.28058

Tabla 3: Tabla comparativa de valores promedios de resistencia adhesiva y desviaciones estándar de grupos con y sin aplicación de clorhexidina al 2%.

Para determinar si las diferencias entre los grupos son estadísticamente significativas se realizó el análisis inferencial mediante el T-Test (Tabla 5). Primero se verificó si existe una distribución normal de los valores obtenidos utilizando el Test de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk (Tabla 4). La tabla indica que en ambos grupos la significancia obtenida es mayor a 0.05, por lo tanto, se acepta la existencia de distribución normal de los datos (Figs. 12 y 13).

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Resistencia al cizallamiento	Con CHX 2%	.169	30	.029	.917	30	.023
	Sin CHX 2%	.099	30	.200*	.969	30	.516

Tabla 4: Test de Kolmogorov-Smirnov y de Shapiro-Wilk. (a) Corrección de la significación de Lilliefors. (*) Este en un límite inferior de la significación verdadera.

Luego se verificó la existencia de igualdad de varianzas de los grupos estudiados mediante el test de Levene (Tabla 5).

Asumiendo igualdad de varianzas, el valor de significancia del T-Test fue de 0.0001, con este valor se confirma que la resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta que fueron realizadas con clorhexidina al 2% previo al sistema adhesivo presentan diferencias estadísticamente significativas

con respecto al grupo que fueron realizadas sin la utilización de clorhexidina al 2% (Tabla 5; Figura 14).

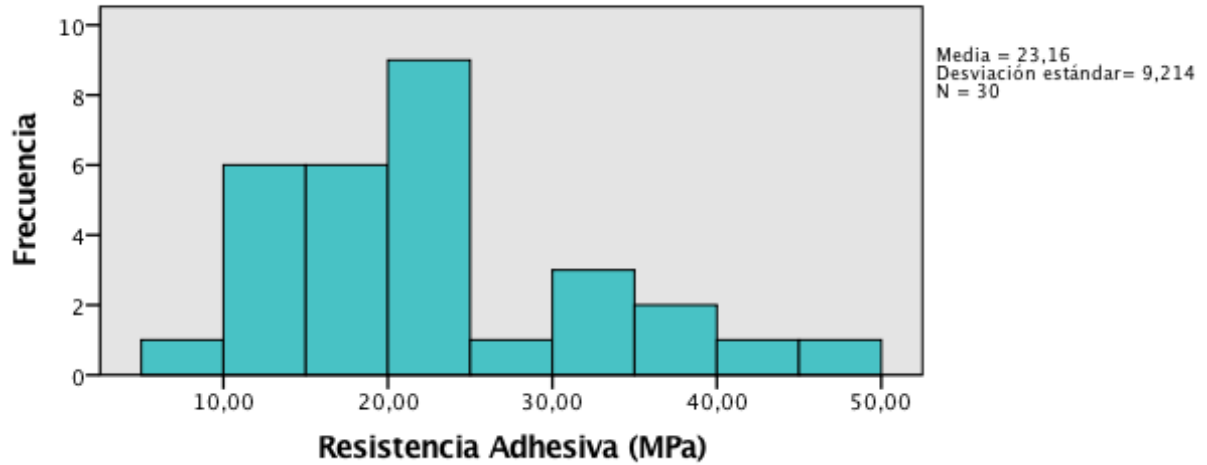


Figura 12: Distribución de la resistencia adhesiva en el grupo 1 de restauraciones de resina compuesta realizadas con aplicación de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo.

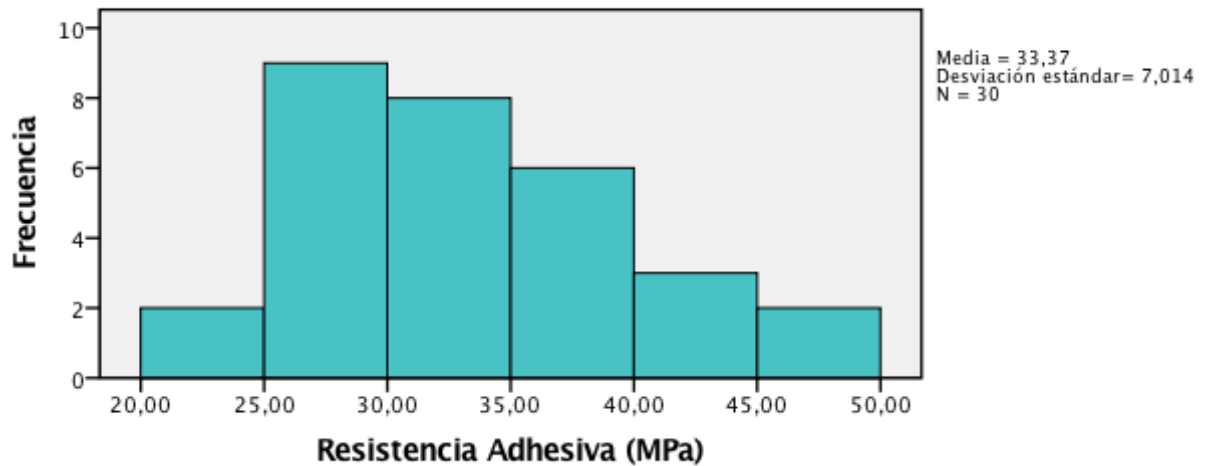


Figura 13: Distribución de la resistencia adhesiva en el grupo 2 de restauraciones de resina compuesta realizadas sin aplicación de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo.

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas						
		F	Sig.					
Resistencia al cizallamiento	Se han asumido varianzas iguales	1.421	.238					
	No se han asumido varianzas iguales							
		Prueba T para la igualdad de medias						
		t	df	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% intervalo de confianza para la diferencia	
Resistencia al cizallamiento	Se han asumido varianzas iguales	-4.83	58	.0001	-10.21267	2.11421	-14.44471	-5.98062
	No se han asumido varianzas iguales	-4.83	54.16	.0001	-10.21267	2.11421	-14.45111	-5.97422

Tabla 5: Test de Levene y T-Test de Student.

Mediante el uso de estadísticos de contraste (Tabla 6) se pudo evidenciar una probabilidad de $p=0.000 < 0.005$, lo que determina una diferencia significativa según la Prueba de U de Mann-Whitney, estableciéndose que el uso de clorhexidina al 2% (Consepsis®) posterior al acondicionamiento con ácido ortofosfórico al 37% afecta en la resistencia de las restauraciones de resina compuesta ante fuerzas de cizalla.

Estadísticos de contraste

	Resistencia al cizallamiento
U de Mann-Whitney	164.000
W de Wilcoxon	629.000
Z	-4.228
Sig. asintót (bilateral)	.000

Tabla 6: Test de U de Mann-Whitney.

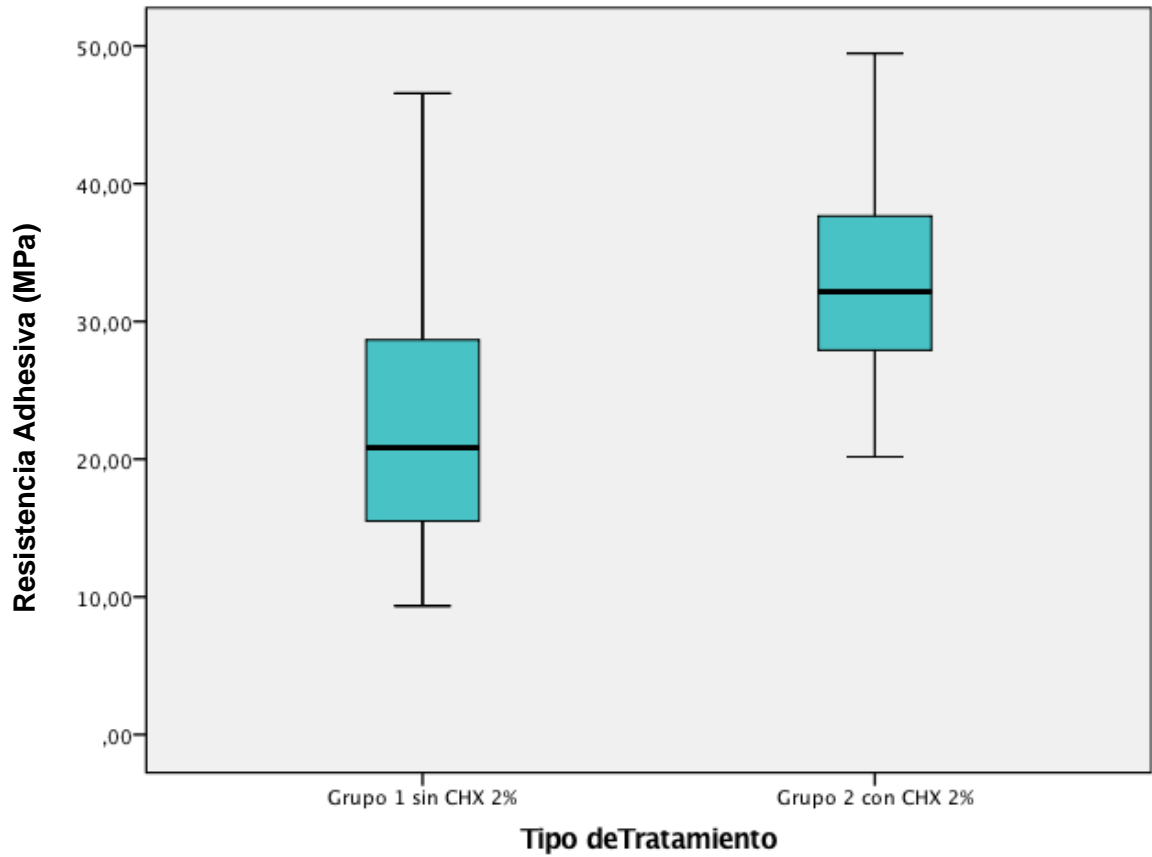


Figura 14: Diagrama de cajas y bigotes para la resistencia adhesiva de los grupos con y sin utilización de clorhexidina al 2%.

DISCUSIÓN

Si bien tiempo atrás se pensaba que la matriz de colágeno expuesta por el grabado ácido era protegida por el adhesivo polimerizado que rodeaba las fibras, actualmente se sabe que la dentina tiene diversas enzimas que pueden degradar las proteínas de la matriz extracelular, incluidas el colágeno tipo I y otros componentes de la matriz dentinaria. La mayoría de las enzimas identificadas pertenecen a la familia de las metaloproteinasas (MMPs)^(6,59,67,71,73).

En la dentina mineralizada, la actividad enzimática se previene por el componente mineral, pero una vez activadas las MMPs por el grabado ácido, lentamente degradan las fibras colágenas expuestas^(67,71).

Por lo anterior, las investigaciones se han centrado en buscar inhibidores enzimáticos que tengan acción sobre las MMPs y que de esta manera se pueda preservar la durabilidad de la capa híbrida y mejorar su resistencia adhesiva. Las investigaciones han sido dirigidas con especial atención hacia la clorhexidina, la que tiene acción inhibitoria principalmente sobre la MMP-8, MMP-2, MMP-9, y también efectivamente reduciendo la actividad enzimática de la matriz dentinaria. Sin embargo, cualquier efecto positivo que ésta pueda tener será contrarrestado si disminuye la resistencia adhesiva de la resina compuesta a la dentina^(67,68).

A la fecha no existen suficientes estudios científicos que respalden su utilización de manera concluyente, aún se evidencian interrogantes respecto a su posible efecto. Por este motivo este estudio buscó comparar la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con y sin la utilización de clorhexidina al 2% (Consepsis®) previa a la utilización de un mismo sistema adhesivo.

En el grupo 1 con utilización de clorhexidina al 2% (Consepsis®) posterior al acondicionamiento ácido con ácido ortofosfórico al 37% y previa a la aplicación del adhesivo Single Bond Universal (3M/ESPE, Minnesota, USA), se obtuvo un valor promedio de resistencia adhesiva a la fuerza de cizalla de 23.16 MPa, mientras que en el segundo grupo sin la utilización del desinfectante cavitario, se obtuvo un

valor promedio de 33.37 MPa, siendo este último superior y estadísticamente significativo ($p < 0.05$).

Esto concuerda con un estudio realizado por Vieira y da Silva (2003)⁽⁷⁴⁾, en donde se evaluó el efecto de la clorhexidina en la resistencia adhesiva de resinas compuestas a la dentina en dientes primarios. Demostraron que la aplicación de solución de clorhexidina al 2% después del acondicionamiento ácido, disminuye la resistencia adhesiva bajo fuerzas de cizallamiento de las restauraciones de resina compuesta a la dentina. Concluyeron que el uso de desinfectantes cavitarios que contienen clorhexidina al 2% tienen un efecto adverso sobre el adhesivo Single Bond, dando como resultado valores de resistencia adhesiva bajo fuerzas de cizallamiento significativamente inferiores a los obtenidos al realizar el acondicionamiento ácido con un gel de ácido ortofosfórico al 37% que contenía digluconato de clorhexidina, y los obtenidos en el grupo de control.

En otro estudio de Di Hipólito et al. (2012)⁽⁷⁵⁾ evaluaron la resistencia adhesiva microtensional y patrón de fractura de cementos de resina auto-adhesivos a dentina pre-tratada con solución de clorhexidina de diferentes concentraciones. Demostraron que la resistencia adhesiva microtensional en los grupos de control era significativamente mayor que los grupos tratados con el desinfectante. Además los cuerpos de prueba en los que se utilizó clorhexidina presentaron mayor incidencia de falla adhesiva. Un análisis bajo microscopía electrónica de barrido reveló cantidades variables de iones de cloro y precipitado con forma de cristal dependiendo de la concentración de clorhexidina utilizada. Concluyeron que el pre-tratamiento de la superficie dentinaria afecta adversamente la eficacia adhesiva cuando es utilizada con los cementos testeados.

Ribera y Sabat (2015)⁽⁷⁶⁾, evaluaron la interfaz adhesiva bajo microscopía electrónica de barrido notando que las restauraciones de resina compuesta realizadas con aplicación de clorhexidina previa al sistema adhesivo presentaban brechas notorias, no logrando una correcta hibridación del sustrato dentario. Sugirieron que el uso de clorhexidina al 2% y no eliminación de esta, interferiría

con el sistema adhesivo utilizado ocupando los espacios generados para que este imprima la superficie acondicionada. Cabe destacar que los materiales utilizados en dicho estudio fueron de las mismas marcas usadas en este.

Ya desde años atrás se ha investigado acerca del tema, evidenciando desde ese entonces que existe una relación directa en los resultados obtenidos dependiendo de las marcas de materiales utilizadas. En el año 1996, Meiers y Kresin⁽⁷⁷⁾ examinaron bajo microscopía electrónica de barrido el efecto de desinfectantes cavitarios en la adhesión a dentina, determinando que estos eran resistentes al acondicionamiento ácido y que esta capa ácido-resistente podría inhibir la capacidad de las resinas hidrofílicas de impregnar la superficie dentinaria. Además, sugirieron que el uso de desinfectantes cavitarios con restauraciones de resina compuesta podría ser material-específico respecto a su capacidad de interactuar con diferentes sistemas adhesivos, es decir, las diferentes marcas de clorhexidina pueden relacionarse de diferente manera con un mismo sistema adhesivo. Similares resultados obtuvieron Cao y cols. (1995)⁽⁷⁸⁾, donde los desinfectantes disminuían la resistencia adhesiva al cizallamiento, y al igual que el estudio anterior, el grado de disminución parecía estar relacionado con la marca del adhesivo y desinfectante.

León (2015)⁽⁷⁹⁾, evaluó mediante pruebas de cizallamiento, la influencia del uso previo de desinfectantes cavitarios sobre la resistencia adhesiva entre dentina superficial y material restaurador. Concluyó que los desinfectantes cavitarios utilizados, tanto clorhexidina al 2% como hipoclorito de sodio al 5,25%, mejoran la resistencia adhesiva en comparación al grupo de control. Sin embargo, dicho estudio difiere en la metodología utilizada respecto al nuestro, ya que luego de la utilización del desinfectante, este fue lavado, y posteriormente se aplicó Single Bond Universal con la técnica de autograbado. Estudios previos demuestran que la resistencia adhesiva bajo fuerzas de cizallamiento disminuye al utilizar clorhexidina al 2% antes o después del acondicionamiento ácido, pero que al lavar el desinfectante antes de la aplicación del sistema adhesivo no afecta la resistencia adhesiva⁽⁷¹⁾.

En contraparte, los resultados de este estudio están en desacuerdo con un estudio realizado por Say y cols. (2004)⁽⁸⁰⁾, quienes concluyeron que tanto la clorhexidina al 2% como el cloruro de benzalconio al 1% como desinfectantes cavitarios, después de grabar la dentina, no afectaron a las fuerzas de adhesión al cizallamiento y a la tensión.

Cha y Shin (2016)⁽⁸¹⁾, evaluaron las propiedades antibacteriales de tres desinfectantes (gluconato de clorhexidina, NaOCl y urushiol) contra *Streptococcus mutans* y su efecto en la resistencia adhesiva. Con respecto a esta última, concluyeron que el grupo de control exhibía la mayor resistencia, sin embargo, no se detectaron diferencias significativas con los grupos tratados con desinfectantes. Sugirieron que es mejor lavar el desinfectante antes de la aplicación del sistema adhesivo, ya que notaron que la resistencia era mayor que cuando no se lavaba.

Hassan, Goda y Baroudi (2014)⁽⁸²⁾ evaluaron el efecto de diferentes agentes desinfectantes en la resistencia adhesiva de dos tipos de adhesivo. Concluyeron que el tratamiento de la superficie dentinaria antes de la aplicación del adhesivo tiene un efecto beneficioso en la resistencia adhesiva al cizallamiento.

Aún existen diferencias importantes acerca del tema en cuestión. Estas se pueden explicar debido a que las metodologías adoptadas por los diversos estudios para realizar la investigación son heterogéneas, existiendo una falta de estandarización por parte de ellos, por lo tanto, se produciría una variación en los resultados como en su interpretación. Igualmente, influirían las condiciones en que se realizan las pruebas, la forma en que se almacenan los cuerpos de prueba, y como se menciona anteriormente las marcas de materiales utilizadas.

Además, puede influir también la presentación de la clorhexidina, ya sea gel o solución de gluconato de clorhexidina, ya que puede que la forma en gel tenga una penetración limitada en la estructura dentinaria debido a su viscosidad. Un estudio realizado por Ercan y cols. (2009)⁽⁸³⁾, evaluaron el efecto de desinfectantes cavitarios en la resistencia adhesiva a la dentina de restauraciones de resinas

compuestas aplicadas con dos sistemas adhesivos diferentes. No encontraron diferencias significativas entre la clorhexidina gel y los grupos de control independiente del tipo de adhesivo utilizado. Por otro lado, la solución de clorhexidina tenía un efecto negativo en la resistencia adhesiva frente a las fuerzas de cizallamiento en los sistemas adhesivos autograbantes. Similares resultados obtuvieron Sharma, Rampal y Kumar (2011)⁽⁸⁴⁾, demostró que no había diferencia significativa entre el grupo que utilizaba clorhexidina en gel y el grupo de control, mientras que la clorhexidina en solución u otros desinfectantes cavitarios tenían un efecto negativo sobre la resistencia adhesiva al cizallamiento cuando eran utilizados con sistemas adhesivos de autograbado.

Conjuntamente, desde el punto de vista clínico se busca simplificar los procedimientos y pasos clínicos, por lo que el uso de clorhexidina podría dificultar ya sea por la técnica de aplicación o por el tiempo que demanda dicho procedimiento y aumentar la probabilidad de error. Cabe destacar la importancia y dificultad de mantener un nivel apropiado de humedad en la superficie dentinaria previo a la colocación del sistema adhesivo, la que debe ser lo suficiente para mantener los espacios entre las fibras de colágeno, entre 15 a 20 nm para prevenir su colapso y para mejorar la interacción del monómero con la dentina, evitando la formación de defectos, burbujas o ampollas producto de la sobrehumectación^(85,86).

En varios de los estudios citados, se observa que la clorhexidina afecta la resistencia adhesiva en los sistemas adhesivos autoacondicionantes. Estos sistemas adhesivos incorporan en su composición monómeros funcionales ácidos en su composición, en el caso de Single Bond Universal contiene 10-MDP que además de conferir la propiedad autograbante, aumenta la estabilidad hidrolítica y la resistencia adhesiva por las fuertes uniones químicas que establece con el calcio. Cuando las sales de clorhexidina se disocian, se liberan iones de carga positiva. Estos cationes pueden formar fuertes uniones electrostáticas con los grupos fosfato de la hidroxiapatita, las que también se podrían producir con otros grupos funcionales aniónicos de otras moléculas, como los iones fosfato

disociados del monómero 10-MDP. Por lo tanto, la unión química de 10-MDP a la hidroxiapatita puede ser impedida probablemente por la presencia de sales de clorhexidina, de modo que los cationes de clorhexidina pueden unirse a los aniones fosfato del 10-MDP. Así, la disponibilidad de los grupos fosfatos de 10-MDP para formar sales de calcio puede reducirse, afectando el desempeño de este monómero ácido funcional. Esto probablemente explica la disminución de la resistencia adhesiva al utilizar clorhexidina con sistemas adhesivos que contienen MDP^(87,88).

Por lo tanto, si la utilización de desinfectantes cavitarios afectan o no la resistencia adhesiva de las resinas compuestas a la dentina bajo fuerzas de cizallamiento, es una pregunta que aún debe ser dilucidada con la realización de mayor investigación. Aunque los resultados obtenidos en el presente estudio indicarían que afecta negativamente sobre esta.

CONCLUSIÓN

De acuerdo a la metodología utilizada en este estudio y a los resultados obtenidos, se puede concluir que:

1.- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con la utilización de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva a fuerzas de cizallamiento de 23.16 MPa.

2.- Las restauraciones de resina compuesta realizadas sin la utilización de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva a fuerzas de cizallamiento de 33.37 MPa.

3.- Las restauraciones de resina compuesta realizadas sin la utilización de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo presentó mayores valores de resistencia adhesiva en comparación a las restauraciones de resina compuesta realizadas con la utilización de clorhexidina al 2% previa al sistema adhesivo, encontrándose diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0001 < 0.05$) entre ambos grupos.

4.- En consecuencia a lo anterior, se rechaza la hipótesis nula (H_0), de modo que la clorhexidina al 2% utilizada posterior al acondicionamiento ácido con ácido ortofosfórico al 37% y previa al sistema adhesivo si afecta la resistencia adhesiva en restauraciones de resina compuesta ante fuerzas de cizallamiento.

RECOMENDACIONES

1.- Se necesita realizar más estudios, bajo la misma metodología utilizada en éste, que permitan aumentar el tamaño de la muestra.

2.- Sería recomendable realizar estudios que incluyan diversos sistemas adhesivos para verificar si la clorhexidina puede ser o no material-específico respecto a su capacidad de interactuar con diferentes sistemas adhesivos.

3.- Incluir dentro de un mismo estudio diferentes presentaciones de clorhexidina, para evaluar si ésta influye en la resistencia adhesiva.

4.- Realizar dentro de los estudios un análisis micro-estructural para analizar además el tipo de falla producida.

BIBLIOGRAFÍA

1. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc.* 2000;131:20S – 25S.
2. Bader M, Ibáñez M. Evaluación de la interfase adhesiva obtenida en restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo universal utilizado con y sin grabado ácido previo. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral.* 2014;7(3):115–22.
3. Ramos G, Calvo N, Fierro R. Adhesión convencional en dentina, dificultades y avances en la técnica. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2015;26(2):468–86.
4. Craig R, O'Brien W, Powers J. *Materiales dentales: propiedades y manipulación.* 6a. ed. Madrid: Elsevier; 1996.
5. Hervás A, Martínez M, Cabanes J, Barjau A, Fos P. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11:E215–20.
6. Carrilho M, Carvalho R, De Goes M, Di Hipolito V, Geraldeli S, Tay F, et al. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res.* 2007;86(1):90–4.
7. Cardoso P, Braga R, Carrilho M. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998;14:394–8.
8. Brenna F. *Odontología restauradora. Procedimientos terapéuticos y perspectivas de futuro.* Barcelona: Elsevier; 2010.
9. Arteaga O, Urzúa I, Espinoza I, Muñoz A, Mendoza C. Prevalencia de caries y pérdida de dientes en población de 65 a 74 años de Santiago, Chile. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral.* 2009;2(3):161–6.
10. Barrancos J, Barrancos P. *Operatoria dental: Integración clínica.* 4a. ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2006.

11. Anusavice K. Phillips: Ciencia de los materiales dentales. 11a. ed. Madrid: Elsevier; 2004.
12. Sturdevant J, Roberson T, Heymann H. Operatoria dental. Arte y ciencia. 3a. ed. Madrid: Harcourt Brace de España; 1999.
13. Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odon Ven. 2008;46(3):1–19.
14. Patodiya A, Hegde M. Dental composites : past, present and future. Natl J Community Med. 2012;3(4):754–6.
15. Uribe J. Operatoria dental. Ciencia y práctica. 3a. ed. Madrid: Ediciones Avances Médico-Dentales; 1990.
16. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. J Calif Dent Assoc. 2009;37(6):389–98.
17. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. 1983;50(4):480–8.
18. Ferracane J. Resin composite — State of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29–38.
19. Chen M. Update on dental nanocomposites. J Dent Res. 2010;89(6):549–60.
20. Ferracane J. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med. 1995;6(4):302–18.
21. Chain M, Baratieri L. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. 1a.ed. ed. Sao Paulo: Artes Médicas; 2001.
22. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. J Dent Res. 2011;90(4):402–16.
23. Carrillo C, Monroy M. Materiales de resinas compuestas y su polimerización.

- Parte I. Rev ADM. 2009;65(4):10–7.
24. De la Macorra J. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. Dep Odontol Conserv Fac Odontol Univ Complutense Madrid. 1999;2(1):24–35.
 25. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater. 1999;15:128–37.
 26. Xu H. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. J Dent Res. 1999;78(7):1304–11.
 27. Albers H. Tooth-colored restoratives. Principles and techniques. Ontario: BC Decker Inc.; 2002.
 28. Vega J. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Madrid: Ediciones Avances Médico-Dentales; 1996.
 29. Flury S. Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. Quintessence. 2012;25(10):604–9.
 30. Montenegro M, Aguirre A, Mery C, García M, Hernández M, Sabag N, et al. Histología y embriología del sistema estomatognático. Santiago: Ediciones Universidad de Chile; 1986.
 31. Lopes G, Thys D, Klauss P, Mussi G, Widmer N. Enamel acid etching: a Review. Compendium. 2007;28(1):662–9.
 32. Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Archs Oral Biol. 1968;13(1):61–70.

33. Retief D. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res.* 1973;52(2):333–41.
34. Busscher H, Retief D, Arends J. Relationship between surface-free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel. *Dent Mater.* 1987;3(2):60–3.
35. Nakabayashi N, Pashley D. *Hybridization of dental hard tissues.* Chicago: Quintessence Publishing Comp; 1998.
36. Perdigao J, Frankerberger R, Rosa B, Beschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent.* 2000;13:25D – 30D.
37. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal J, Ceballos L, Cabrerizo – Vilchez M. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2001;14(4):205–10.
38. Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 1995;26(2):95–110.
39. Flores-Yáñez C, Martínez-Juárez J, Palma-Guzmán M, Yáñez-Santos J. Análisis del grabado dental utilizando el microscopio metalográfico y el software analysis. *Inf Technol.* 2009;20(2):13–8.
40. Nicolás A. Estudio in vitro del efecto de diferentes métodos de acondicionamiento del esmalte en el recementado de brackets [Tesis Doctoral]. Murcia, España: Universidad de Murcia; 2010.
41. Galil K, Wright G. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. *Pediatr Dent.* 1979;1(4):230–4.
42. Çehreli Z, Altay N. Effects of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. *Angle Orthod.* 2000;70(1):22–7.

43. Gwinnett A. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archs Oral Biol.* 1971;16:731–8.
44. Sánchez-Quevedo C, Ceballos G, Rodríguez I, García J, Alaminos M. Efectos del grabado ácido en la amelogénesis imperfecta hipomineralizada. Estudio microscópico y microanalítico. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11:40–3.
45. Gómez M, Campos A. *Histología y embriología bucodental.* 2a. ed. Buenos Aires: Medica Panamericana; 1999.
46. Carvalho R, Tjäderhane L, Manso A, Carrilho M, Carvalho C. Dentin as a bonding substrate. *Endod Top.* 2012;21:62–88.
47. Perdigão J, Monteiro P, Gomes G. In vitro enamel sealing of self-etch adhesives. *Quintessence Int.* 2009;40(3):225–33.
48. Kinney J, Marshall S, Marshall G. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003;14(1):13–29.
49. Mjör I. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J.* 2009;20(1):3–16.
50. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998;26(1):1–20.
51. Bader M, Astorga C. *Biomateriales dentales: propiedades generales.* Santiago de Chile: Universidad de Chile; 1996.
52. Lopes G, Baratieri L, De Andrada M, Vieira L. Dental adhesion: present state of the art and futures perspectives. *Quintessence Int.* 2002;33(3):213–24.
53. Monsalves S, Astorga C, Bader M. Evaluación del grado de adhesión a la dentina de dos tipos de adhesivos de uso clínico actual. *Rev Dent Chile.*

- 2011;102(1):4–12.
54. Astorga C, Bader M, Baeza R, Ehrmantraut M, Ribera C, Vergara J. Texto de biomateriales odontológicos. Santiago: Facultad de Odontología Universidad de Chile; 2004.
 55. Parra M, Garzón H. Sistemas adhesivos autograbadores, resistencia de unión y nanofiltración: una revisión. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2012;24(1):133–50.
 56. Muñoz M, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio A, Bombarda N. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. J Dent. 2013;41(5):404–11.
 57. 3M ESPE internal data technical Product Profile Single Bond Universal Adhesive. [Internet] [Visitado 03 Mayo 2016]. Disponible en: <http://www.3msalud.cl/odontologia/files/2012/11/Single-Bond-Universal-Technical-Product-Profile-.pdf>.
 58. Afshar H, Jafari A, Khami M, Razeghi S. Evaluation of microleakage in composite-composite and amalgam-composite interfaces in tooth with preventive resin restoration (Ex-viva). J Dent. 2012;9(2):128–34.
 59. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. Dent Mater. 2008;24:90–101.
 60. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118–32.
 61. Pomacóndor-Hernández C. Papel de la clorhexidina en la odontología restauradora. Odontol Sanmarquina. 2010;13(2):46–9.
 62. Herrera E. Fracasos en la adhesión. Av Odontoestomatol. 2005;21(2):63–9.

63. Díaz Caballero A, Méndez Cuadro D, Martínez Serrano E, Orozco Páez J, Velásquez M. Metaloproteinasas de la matriz en Odontología y sus consideraciones desde el campo de la química computacional. *Rev Cuba Estomatol.* 2014;51(1):80–92.
64. Troncoso C. Efecto del tiempo de aplicación de clorhexidina 2% previo a técnica adhesiva en la conductancia hidráulica transdentinaria, en un modelo in vitro [Tesis de Pregrado]. Santiago, Chile. Universidad de Chile; 2013.
65. Pashley D, Tay F, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho R, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004;83(3):216–21.
66. Hidalgo-Lostaunau R. Reacción de la dentina a los sistemas adhesivos resinosos: aspectos biológicos relacionados y biodegradación de la capa híbrida. *Rev Estomatol Hered.* 2008;18(1):50–64.
67. Zhang S, Kern M. The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *Int J Oral Sci.* 2009;1(4):163–76.
68. Tjäderhane L, Nascimento F, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol I, Geraldeli S, et al. Optimizing dentin bond durability: strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer. *Dent Mater.* 2014;29(10):999–1011.
69. 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.
70. Correr G, Caldo-Teixeira A, Alonso R, Puppin-Rontani R, Sinhoreti M, Correr-Sobrinho L. Effect of saliva contamination and re-etching time on the shear bond strength of a pit and fissure sealant. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(3):200–4.
71. Gürgan S, Bolay S, Kiremitçi A. Effect of disinfectant application methods on

- the bond strength of composite to dentin. *J Oral Rehabil.* 1999;26(10):836–40.
72. Setien V, Bosetti T, Orellana N, Ramírez R, Pablo J. Efecto de la clorhexidina en la resistencia microtensional de adhesivos autograbadores. *Revista Odontológica de Los Andes.* 2011;6:16–22.
 73. Hebling J, Pashley D, Tjäderhane L, Tay F. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *Practitioner.* 2005;249(1675):741–6.
 74. Vieira R, Da Silva I. Bond strength to primary tooth dentin following disinfection with a chlorhexidine solution: an in vitro study. *Pediatr Dent.* 2003;25(1):49–52.
 75. Di Hipólito V, Rodrigues F, Piveta F, Azevedo L, Bruschi R, Silikas N, et al. Effectiveness of self-adhesive luting cements in bonding to chlorhexidine-treated dentin. *Dent Mater.* 2012;28(5):495–501.
 76. Ribera I, Sabat M. Efecto de la clorhexidina al 2% sobre la interfaz adhesiva de restauraciones de resina compuesta [Tesis de Pregrado]. Santiago, Chile: Universidad Finis Terrae; 2015.
 77. Meiers J, Kresin J. Cavity disinfectants and dentin bonding. *Oper Dent.* 1996;21(4):153–9.
 78. Cao D, Hollis R, Christensen R, Christensen G. Effect of tooth disinfecting procedures on dentin shear bond strength [AADR abstract 493]. *J Dent Res.* 1995;74:73.
 79. León DN. Efecto del uso previo de soluciones desinfectantes sobre la resistencia adhesiva en dentina superficial haciendo uso de un sistema adhesivo autoacondicionante: Fuerza de cizallamiento [Tesis de Pregrado]. Quito, Ecuador. Universidad Central del Ecuador; 2015.

80. Say E, Koray F, Tarim B, Soyman M, Gülmez T. In vitro effect of cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. *Quintessence Int.* 2004;35(1):56–60.
81. Cha H-S, Shin D-H. Antibacterial capacity of cavity disinfectants against *Streptococcus mutans* and their effects on shear bond strength of a self-etch adhesive. *Dent Mater J.* 2016;35(1):147–52.
82. Hassan AM, Goda AA, Baroudi K. The effect of different disinfecting agents on bond strength of resin composites. *Int J Dent.* 2014;2014:231235.
83. Ercan E, Erdemir A, Zorba YO, Eldeniz AU, Dalli M, Ince B, et al. Effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin. *J Adhes Dent.* 2009;11(5):343–6.
84. Sharma V, Rampal P, Kumar S. Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants - SEM study. *Contemp Clin Dent.* 2011;2(3):155–9.
85. 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.
86. Carrillo C. Agentes humectantes en la adhesión a dentina. *Rev ADM.* 2008;65(1):54–5.
87. Moncada G, García R, de Oliveira OB, Fernández E, Martín J, Vildósola P. Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Rev Clínica Periodoncia Implantol Rehabil Oral.* 2014;7(3):194–9.
88. Hiraishi N, Yiu CKY, King NM, Tay FR. Effect of chlorhexidine incorporation into a self-etching primer on dentine bond strength of a luting cement. *J Dent.* 2010;38(6):496–502.

ANEXOS

ANEXO Nº 1

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del estudio: INFLUENCIA DEL USO DE CLORHEXIDINA AL 2% EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA

Investigador Responsable: Dr. Marcelo Bader Mattar
Teléfono: +56 2 2420 7684
Correo electrónico: marbader@yahoo.com

Unidad Académica: Facultad de Odontología, Universidad Finis Terrae.

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, (o permitir participar a su hijo/hija, familiar o representado) -o no- en una investigación, y, si es el caso, para autorizar el uso de las piezas dentarias que se vaya a extraer como parte de este estudio.

Lea cuidadosamente este documento, puede hacer todas las preguntas que necesite al investigador y tomarse el tiempo necesario para decidir.

El siguiente estudio forma parte de la línea de investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, dirigida por el Profesor Dr. Marcelo Bader Mattar, y desarrollado por los alumnos de sexto año Srta. Macarena Díaz Esparza y Sr. José Fernández Montoya.

El objetivo de este estudio es determinar si el uso de la clorhexidina al 2% (Consepsis®) interfiere en la resistencia adhesiva en las restauraciones de resina compuesta.

Usted ha concurrido a la Clínica Odontológica de la Universidad Finis Terrae porque requiere extraerse algunos molares por indicación de su

Odontólogo. Por esta razón le solicitamos nos permita utilizar las piezas dentarias que le serán extraídas en las clínicas y pabellones de Cirugía de la Universidad Finis Terrae, las que serán utilizadas únicamente para el propósito de esta investigación.

Las muestras serán almacenadas en la semana inicial en un frasco con un medio acuoso de suero fisiológico y formalina, y luego en suero fisiológico al 0,9% de forma indefinida en el laboratorio de Simulación Clínica de la Universidad Finis Terrae, bajo la responsabilidad de los alumnos antes mencionados, hasta su utilización para el fin anteriormente explicado. Una vez utilizados, serán desechados por la vía que utiliza la universidad para la eliminación de desechos biológicos.

Usted (o su hijo/hija, familiar o representado) no se beneficiará por participar en esta investigación médica. Sin embargo, la información que se obtenga gracias a su participación será de gran utilidad para conocer más acerca del comportamiento de los biomateriales mencionados y los alcances que ellos puedan tener en optimizar los resultados clínicos de las terapias a realizar con ellos.

Esta investigación de salud no tiene riesgos ni costos para usted (o su hijo/hija, familiar o representado).

La información obtenida se mantendrá en forma confidencial. Es posible que los resultados obtenidos en este estudio sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo, su nombre (o el de su hijo/hija, familiar o representado) no será divulgado, manteniendo en todo momento el anonimato en conformidad con la ley 20.120.

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria. Usted tiene el derecho a no aceptar participar o a retirar su consentimiento y retirarse (o retirar a su hijo/hija, familiar o representado) de esta investigación en el momento que lo estime conveniente. Al hacerlo, usted (o su hijo/hija, familiar o

representado) no pierde ningún derecho que le asiste como paciente de esta institución y no se verá afectada la calidad de la atención médica que merece. Si usted retira su consentimiento, por motivos de seguridad puede ser necesario que analicemos sus datos obtenidos hasta ese momento. Esto lo haremos asegurando su confidencialidad.

Si tiene preguntas acerca de esta investigación médica puede contactar al Dr. Marcelo Bader Mattar, Investigador Responsable del estudio, al teléfono +56 2 2420 7684, o a los alumnos tesistas Srta. Macarena Díaz Esparza o Sr. José Fernández Montoya, a los teléfonos +56 9 9949 4759 o +56 9 7489 6058 respectivamente.

Este estudio fue aprobado por el Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae. Si tiene preguntas acerca de sus derechos como participante en una investigación médica, usted puede escribir al correo electrónico: cec@uft.cl del Comité ético Científico, para que el presidente, Dr. Patricio Ventura-Juncá lo derive a la persona más adecuada.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Se me ha explicado el propósito de esta investigación, los procedimientos, los riesgos, los beneficios y los derechos que me asisten (o a mi hijo/hija, familiar o representado) y que me puedo retirar (o a mi hijo/hija, familiar o representado) de ella en el momento que lo desee. Firmo este documento voluntariamente, sin ser forzado/forzada a hacerlo.

Yo autorizo al investigador responsable, y sus colaboradores, a acceder y usar las piezas dentarias que necesito extraerme para el propósito de esta investigación.

Al momento de la firma, se me entrega una copia firmada de este documento.

**PARTICIPANTE (O PADRE,
MADRE O REPRESENTANTE)**
Nombre, firma y fecha

INVESTIGADOR
Nombre, firma y fecha

**DIRECTOR DE LA INSTITUCIÓN
(O DELEGADO)**
Nombre, firma y fecha