

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Programa Macro de Investigación

SEMINARIO DE GRADUACIÓN
Estudio de la Interface Dentina-Cementos Autoadhesivos

Director Seminario

Dr. José David Lafuente Marín

Sustentantes del Seminario de Graduación

-Fiorella Gómez Medrano B02660

-Carolina Solano Cascante B16329

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio Brenes, Costa Rica
San José, Costa Rica
Año 2017

**HOJA DE APROBACIÓN MEMORIA
SEMINARIO DE GRADUACIÓN**

Nombre del proyecto:

Estudio de la interface dentina-cementos autoadhesivos

Sustentantes Fecha: Miércoles 6 de diciembre de 2017

Nombre:

Carné

Firma

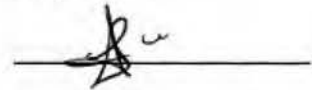
Fiorella Gómez Medrano

B02660



Carolina Solano Cascante

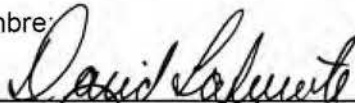
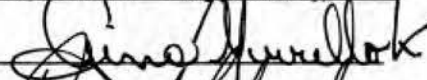
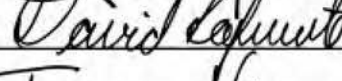
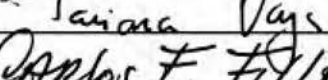
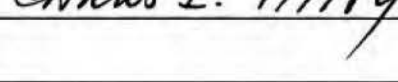
B16329


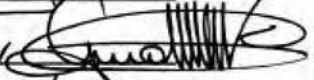

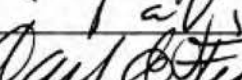
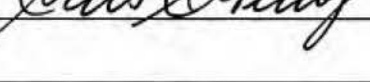


Miembros del Tribunal

Nombre:

Firma:

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
Vicerrectoría de Investigación
Sistema de Bibliotecas, Documentación e Información (SIBDI)

Autorización para la digitalización, inclusión y publicación de trabajos finales de graduación (TFG) en el acervo digital del Sistema de Bibliotecas, Documentación e Información de la Universidad de Costa Rica (SIBDI-UCR).

Los abajo firmantes, en su condición de autores del Trabajo Final de Graduación: Estudio de la interface dentinacimientos autoadhesivos

AUTORIZAMOS de forma gratuita al SIBDI-UCR, a digitalizar e incluir dicho TFG en el acervo digital del SIBDI-UCR y a publicarlo a través de la página web u otro medio electrónico, para ser accesado según lo que el SIBDI defina para su consulta o divulgación. Dicho texto se publicará en formato PDF, o en el formato que en su momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre y gratuito, permitiendo su consulta e impresión, pero no su modificación. Los autores del TFG, garantizan al SIBDI-UCR que la tesis es el trabajo original que sirvió para la obtención de su Título, que no infringe ni violenta ningún derecho de terceros.

Lic., Licda. _____ # cédula _____

Domicilio: _____

Firma _____ Fecha: _____

Lic., Licda. _____ # cédula _____

Domicilio: _____

Firma _____ Fecha: _____

Para uso interno. Número de tesis: _____

Dedicatoria

El presente proyecto lo dedicamos en primera instancia a Dios, que ha sido la luz en nuestro camino y gracias a Él vamos a lograr ser las profesionales que anhelábamos al principio de nuestra carrera.

Además queremos agradecer a nuestras madres y padres por todo el esfuerzo que han realizado a lo largo de la vida para que podamos estar en el lugar en el que nos encontramos. Sin su esfuerzo, consejo, guía, paciencia y amor no hubiese sido posible la realización de nuestro sueño. Sin ellos nuestra vida no sería lo bendecida que es hoy.

A nuestros hermanos por ser pilares fundamentales en nuestra formación, les agradecemos con todo nuestro corazón por estar siempre presentes y dispuestos a darnos su consejo, su ayuda y cariño en todas nuestras etapas vividas. En fin, a nuestras familias y personas más cercanas, gracias por creer en nosotras.

Reconocimientos

Queremos reconocer la labor y la dirección del doctor David Lafuente, quien nos brindó su apoyo, consejo, guía y conocimientos durante todo el último año de nuestra carrera universitaria para culminar con éxito nuestra investigación.

También agradecemos a nuestros profesores que nos han formado e instruido durante la carrera y que nos han cultivado el espíritu de superación y las ganas de crecer profesionalmente.

Finalmente agradecer a todas las personas que fueron parte de este proceso, sea de manera directa o indirecta, ya que con su apoyo colaboraron para que este esfuerzo fuera posible de desarrollarse.

CARTA DE REVISIÓN FILOLÓGICA

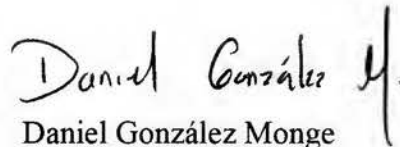
Los suscritos, Elena Redondo Camacho, cédula de identidad número 3 0447 0799 y Daniel González Monge, cédula de identidad número 1 1345 0416, en calidad de filólogos revisamos y corregimos el trabajo final de graduación que lleva por título *Estudio de la Interface Dentina-Cementos Autoadhesivos*, elaborado por Fiorella Gómez Medrano y Carolina Solano Cascante.

Hacemos constar que se corrigieron aspectos de forma, redacción, estilo y otros vicios del lenguaje que se pudieron trasladar al texto.

Esperamos que nuestra participación satisfaga los requerimientos de la Universidad de Costa Rica.



Elena Redondo Camacho
Céd. 3 0447 0799
Bachiller en Filología Española
Carné ACFIL 247



Daniel González Monge
Céd. 1 1345 0416
Bachiller en Filología Española
Carné ACFIL 245

ÍNDICE DE CONTENIDO

Hoja de aprobación de memoria.....	ii
Hoja de autorización para digitalización	viii
Dedicatoria	viiv
Reconocimientos	v
Hoja de revisión por el filólogo.....	vi
Índice de contenido	vii
Índice de figuras	viii
Índice de tablas	ixx
Resumen	x
Capítulo I Introducción.....	1
Justificación.....	4
Objetivos del estudio	6
Antecedentes	7
Capítulo II Marco teórico.....	11
Dentina.....	11
Interface dentina-cemento.....	13
Cementos autoadhesivos	21
Capítulo III Metodología.....	41
Cementos autoadhesivos	42
Clearfil S.A Luting	46
Solocem One Step de Coltene	46
Multilink N de Ivoclar Vivadent	47
Capítulo IV Desarrollo.....	54
Análisis estadístico.....	54
Resultados	54
Discusión	611
Conclusiones.....	666
Capítulo V Parte final.....	677
Bitácora.....	677
Referencias bibliográficas.....	79
Anexos	855
Resultados Incubadora	85
Resultados Termociclado.....	86

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Limpieza de piezas dentales.....	42
Ilustración 2. Máquina IsoMet 1000.....	43
Ilustración 3. Corte de manera transversal al eje axial de la pieza dental.....	43
Ilustración 4. Cilindro de acrílico con pieza dental embebida.....	45
Ilustración 5. Cilindros de resina cementados a superficie dentinaria.....	45
Ilustración 6. Muestras mantenidas en agua, a temperatura ambiente.....	49
Ilustración 7. Máquina incubadora.....	50
Ilustración 8. Falla de las muestras.....	51
Ilustración 9. Falla de las muestras.....	51
Ilustración 10. Muestras en la termocicladora.....	52

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Cementos de resina utilizados en este estudio	39
Tabla 2. Resumen de variables estudiadas	54
Tabla 3. Significado de Claves	55
Tabla 4. Estadística Descriptiva	566
Tabla 5. ANOVA.....	57
Tabla 6. Comparación entre grupos (cementos)	58
Tabla 7. Factor 1 (Cemento) = 1	58
Tabla 8. Factor 1 (Cemento) = 2	59
Tabla 9. Factor 1 (Cemento) = 3	59
Tabla 10. Factor 2 (Almacenamiento) = En agua.....	60
Tabla 11. Factor 2 (Almacenamiento) = Termociclado.....	60
Tabla 12. Cemento utilizado SOLOCEM (valores en KFG).....	85
Tabla 13. Cemento utilizado CLEARFIL SA (valores en KGF).....	85
Tabla 14. Cemento utilizado MULTILINK (valores en KGF).....	85
Tabla 15. Cemento utilizado SOLOCEM (valores en KFG).....	86
Tabla 16. Cemento utilizado CLEARFIL SA (valores en KGF).....	86
Tabla 17. Cemento utilizado MULTILINK (valores en KGF).....	86

Resumen

Objetivo: Evaluar la fuerza de adhesión de los cementos autoadhesivos a dentina.

Metodología: Se recolectaron 30 piezas dentales (molares), sin lesiones cariosas, conservadas en agua, a temperatura ambiente; las cuales se seccionaron con una sierra de baja velocidad (Buehler) para exponer la dentina superficial. Se elaboraron cilindros de resina (2mm de diámetro) los cuales se cementaron sobre dentina con una presión de 200 gramos utilizando los cementos autoadhesivos Solocem (Coltene), Clearfil SA (Kuraray) y Multilink (Vivadent) según las indicaciones del fabricante, 10 piezas por cemento. El exceso de cemento se removió antes del fotocurado el cual fue de 20 segundos en dos áreas distintas. Las muestras se dividieron en dos grupos (n=5), un grupo se almacenó en agua en una incubadora, a 37°C por una semana, el otro grupo se sometió a un proceso de termociclado. Se pusieron las muestras 30 segundos en la zona de alta temperatura, 15 segundos en ambiente externo y 30 segundos en la zona de baja temperatura, se programó para que se cumplieran seis mil ciclos. La temperatura alcanzada fue de 55°C y de 5°C, respectivamente.

Las muestras se fallaron en una máquina de pruebas universal (Tinius Olsen H10K S). La fuerza de adhesión se calculó en MPa. Los datos se analizaron con el programa Two-Way ANOVA y los resultados obtenidos se compararon utilizando el programa Tukey HSD, ambos calculados con un nivel de significancia de 0.05.

Resultados: La desviación estándar se muestra en la siguiente tabla. El termociclado incrementó la fuerza de cizallamiento del Clearfil SA y el Multilink, pero no tuvo efecto sobre Solocem. Debido a una alta variación, no hubo diferencia estadística entre cementos, pero el factor almacenamiento sí hizo la diferencia. Después del termociclado, el cemento Clearfil SA y Multilink obtuvieron mayores valores en la fuerza de cizallamiento.

	7 días/37° C/ Agua	Termociclado
Solocem	4.1(2.4)	4.3(2.6)
Clearfil SA	9.5(5.1)	13.9(4.9)
Multilink	6.1(2.0)	11.1(3.2)

Conclusión: El proceso de termociclado incrementó la fuerza de adhesión según las pruebas de fuerza de cizallamiento de algunos cementos autoadhesivos.

Capítulo I Introducción

La selección adecuada de un agente cementante es una de las últimas decisiones importantes en una serie de pasos que requieren una ejecución meticulosa y que van a determinar el éxito a largo plazo de una restauración fija (1).

Una selección prudente y adecuada de un cemento debe basarse en el conocimiento de sus propiedades físicas, biológicas y otros atributos de los materiales restauradores y los agentes cementantes. Esta selección tiene como objetivo proporcionar una visión general de algunos agentes cementantes disponibles en el mercado así como sus ventajas y desventajas (1).

El éxito clínico de un procedimiento restaurativo indirecto o restauración fija depende en parte de la técnica de cementación que se utilice, esto debido a que se debe crear una unión adecuada entre restauración y un diente. En el presente trabajo se encuentran diferentes tipos de agentes cementantes los cuales se clasifican por categorías, pero se hablará en específico de los sistemas cementantes autoadhesivos.

Los sistemas adhesivos deben mantener en su lugar a la restauración por un buen período de tiempo y lo que es más importante a nivel clínico, sellar completamente los márgenes de la restauración para evitar el ingreso de fluidos orales y de microorganismos, para considerarlos clínicamente efectivos (2).

Las características de la permeabilidad de la dentina son cruciales en la adhesión dentinal, ya que la mayoría de los sistemas de adhesión se basan en la penetración o infiltración de la resina en la dentina. En los últimos años, la mayoría de los estudios de la permeabilidad de la dentina se han limitado a la medición del flujo de soluto o agua a través de la dentina en forma de túbulos dentinales, a esto se le llama permeabilidad dentinal (1).

El mayor rol que tiene un adhesivo es la estabilización de la capa híbrida y la formación de los tags de resina en los túbulos dentinales (2).

En este estudio se evaluarán las pruebas de fuerza de adhesión que se utilizan frecuentemente para analizar cementos autoadhesivos. La razón por la cual se realizan estos métodos de prueba es que entre más fuerte sea la adhesión entre un diente y un biomaterial mejor va a resistir el estrés impuesto por la polimerización de la resina y la función oral (3).

Se han desarrollado diferentes pruebas para analizar la fuerza de unión, como por ejemplo el análisis de las fuerzas de cizalla y la medición de la fuerza de unión microtensil. El presente estudio desarrollará pruebas de cizallamiento posteriores a un proceso de almacenamiento en incubadora con agua y de termociclado (3).

Se debe tener en consideración que los resultados de estas pruebas dependen en gran medida de factores experimentales, como el tipo de composite, la tasa de estrés, el tamaño de la muestra, la geometría de esta y el método de

análisis a elegir. Por ejemplo, al introducir un factor de envejecimiento en el estudio se puede evaluar la duración de la adhesión (3).

En cuanto al envejecimiento por almacenamiento se puede decir que es la técnica que más se utiliza para envejecimiento artificial en la cual se almacena con agua. Los especímenes se conservan en este fluido a 37°C por un período específico de tiempo. Los estudios han demostrado que hay disminuciones significativas en los valores de fuerzas de adhesión después de pasar por un período corto de almacenamiento (3).

Para simular la situación clínica se podrían utilizar soluciones de saliva artificial, pero las reducciones obtenidas en las fuerzas de adhesión en diferentes estudios fueron similares a aquellas que se obtuvieron con la degradación de agua, esta es la razón por la cual se realiza este estudio con agua (3).

Otra técnica que se utiliza es la del termociclado. La medida ISO TR 11450 standard (1994) indica que un proceso de correcto envejecimiento artificial por termociclado debe ser de mínimo 500 ciclos en agua entre 5 y 55°C. Este proceso puede suceder de dos maneras: el agua caliente puede acelerar la hidrólisis de los componentes de la interface, subsecuentemente la captación de agua y la extracción de productos de descomposición o puede ser pobremente polimerizado por oligómeros de resina, la otra posibilidad es que debido a un mayor coeficiente de contracción/expansión térmica del material restaurador se genere una contracción/expansión repetitiva en la interface que se crea entre el diente y el biomaterial (3).

Justificación

Después de décadas de desarrollo, el funcionamiento de la adhesión dentinaria ha mejorado significativamente. Sin embargo, la variable fuerza de unión es un problema constante de la adhesión dentinaria. La duración limitada de la adhesión con la dentina debilita la retención, reduce el tiempo de servicio de las restauraciones, consume costos y recursos de manera significativa. Por este motivo, la búsqueda de métodos efectivos es urgente para reducir la degradación de la adhesión dentinal y extender la longevidad de la restauración adhesiva (4).

La degradación de la capa híbrida se considera la razón principal de la reducción de la fuerza de la adhesión dentinaria. En general, la infiltración incompleta de los monómeros de resina resulta en una exposición de colágeno, esto deja un colágeno desnudo, desprotegido en contra de la desnaturalización (4).

El escenario señalado para la adhesión adamantina contrasta sustancialmente con las múltiples variaciones que se han tenido que hacer en los materiales y procedimientos necesarios para lograr una adhesión dentinaria tan segura y perdurable como la que se da en esmalte. Tal aspiración se ve obstaculizada porque, a diferencia del esmalte, la dentina no presenta características homogéneas que favorezcan su adhesividad (5).

La proliferación cada vez más fuerte de nuevos productos hace necesario que el clínico se mantenga al tanto del tipo de productos que utiliza, por lo que

surgieron varias clasificaciones de adhesivos que tratan de buscar el mejoramiento de la unión dentinal según criterios científicos (5).

Los esfuerzos innovadores de los fabricantes de los cementos autoadhesivos han dirigido su investigación hacia la reducción en la cantidad de pasos en el procedimiento, lo que permite disminuir su tiempo de uso y limita la posibilidad de cometer errores por parte del operador. Por lo tanto, se introdujeron al mercado los cementos autoadhesivos. Se afirma que su adhesión se fundamenta en el enfoque de autograbado y la aplicación del grabado, la imprimación y la unión implica un solo paso (6).

Este proceso se basa en acondicionar la superficie dentinal con un monómero de metacrilato el cual contiene grupos de ácido fosfórico. Promueven la desmineralización del sustrato dental mientras que se impregna con moléculas adhesivas. Sin embargo, con los años de investigación se llegó a la conclusión de que estos cementos se forman con ácidos débiles que reducen la capacidad de acondicionamiento y la fuerza de adhesión a los sustratos (8).

Hay varios aspectos en la formulación de estos adhesivos que se pueden mejorar, esto con relación a su vida útil, su potencial de grabado y la duración de la adhesión. Como resultado de un esfuerzo constante por parte de los fabricantes, la categoría de los cementos autoadhesivos es suplementada por nuevos productos, que requieren un estudio *in vitro* previo. Bajo esta perspectiva, las pruebas de la fuerza de unión han demostrado que pueden proporcionar información importante con base el concepto de que entre más fuerte sea esta unión, mejor se opondrá al estrés funcional (6).

Además de la evaluación cuantitativa contribuida por estas pruebas de fuerza de unión, una apreciación de la calidad de la interacción de las superficies el diente con estos materiales se puede observar mediante varias pruebas (6).

El presente trabajo pretende realizar un análisis de la interface que se forma entre la dentina y diversos cementos autoadhesivos como Solocem (Coltene), Clearfil SA Luting Plus (Kuraray) y el Multilink (Ivoclar, Vivadent), esto bajo las pruebas de almacenamiento en agua en una incubadora por una semana así como termociclado, seis mil ciclos.

Objetivos del estudio

General

Evaluar la fuerza de adhesión de los cementos autoadhesivos a dentina.

Específicos

1. Estudiar el efecto del proceso de termociclado en la fuerza de adhesión de cementos autoadhesivos.
2. Comparar la fuerza de adhesión de varios cementos autoadhesivos a dentina luego de permanecer 7 días cementados y almacenados en agua.
3. Comparar la fuerza de adhesión de varios cementos autoadhesivos a dentina luego de pasar por el proceso de termociclado.

Antecedentes

Hagger, un químico suizo que trabajaba para la Compañía Dental Amalgamadora en London y Zurich fue el primero en intentar desarrollar un sistema adhesivo que se uniera a la dentina, en 1951. El primer producto comercial (el sellador de Cavidades Sevriton), se basaba en ácido glicerofosfórico dimetacrilato y se utilizó para adherir una resina acrílica de autocurado (Sevriton) con la dentina (9).

Una investigación que se realizó en el Hospital Dental Eastman en London, demostró que el ácido glicerofosfórico dimetacrilato aumentó la adhesión con la dentina por medio de la penetración de la superficie y la formación de una capa intermedia, que actualmente se llama capa híbrida. Aunque este trabajo parecía una nueva era en la adhesión dentinal, la idea permaneció latente por un largo período, debido a que los materiales restaurativos que se utilizaron en 1950 se basaban en metil metacrilatos de alta viscosidad (relativamente) que contenían monómeros libres y exhibían alta contracción durante la polimerización, propiedades que eran menos que ideales para asegurar realmente la adhesión a dentina a largo plazo (9).

Otro investigador que colaboró con la fundación de la adhesión restaurativa y la odontología preventiva fue Buonocore en 1955, quien propuso que los ácidos se podían utilizar para alterar la superficie del esmalte para volverla más receptiva hacia la adhesión. Su hipótesis se basó en el uso industrial común del ácido fosfórico para mejorar la adhesión de pintura y recubrimientos acrílicos con superficies metálicas. Buonocore encontró que la resina acrílica se puede adherir

al esmalte humano, el cual se condicionó con ácido fosfórico al 85 % por treinta segundos (10).

En 1959, Bowen patentó en Estados Unidos la ahora famosa resina basada en bis-GMA y produjo un material dental restaurativo que contenía sílice fundido tratado con silano (9).

Existen problemas en la adhesión dentinal que se han corroborado con diversas investigaciones. La adhesión de los materiales restaurativos al esmalte se convirtió en un aspecto rutinario y confiable de la odontología restauradora moderna, pero la adhesión dentinal ha probado ser más difícil y menos predecible. Mucha de la dificultad en la adhesión con la dentina es el resultado de una estructura histológica compleja y la composición tan variable de la misma dentina. Mientras el esmalte contiene un 92 % de hidroxiapatita inorgánica por volumen, la dentina es (en promedio) solo un 45 % de material inorgánico. Además, en contraste con el arreglo/acomodo tan regular de los cristales de hidroxiapatita en el esmalte, la hidroxiapatita dentinal es irregularmente organizada en una matriz orgánica que consiste más que todo de colágeno. La dentina está íntimamente conectada con el tejido pulpar y numerosos canales o túbulos llenos de fluido pasan a través de la dentina desde la pulpa hacia la unión amelodentinaria (10).

La adhesión dentinaria es aún más complicada debido a la formación del barro dentinario que se da conforme se acumula debris y penetra la superficie dentinal mientras que la dentina se corta o se pule. La capa de barro dentinario tiene un grosor de 0.5 a 5.0 micrómetros y ocluye los orificios de los túbulos dentinales. Aunque el barro dentinario actúa como una barrera de difusión que

disminuye la permeabilidad de la dentina, también se puede considerar un impedimento que se debe remover para que el material restaurador se pueda unir al sustrato dentinal que yace abajo. Aparte, las bacterias atrapadas en el barro dentinario pueden sobrevivir y multiplicarse por debajo de las restauraciones (10).

A través de la historia se ha identificado al agua como la barrera principal en afectar la efectividad en la adhesión con el tejido dental. El agua compite con un adhesivo potencial por la superficie del sustrato y de igual forma puede hidrolizar los enlaces adhesivos. Los agentes adhesivos dentinales modernos evolucionaron desde el concepto original de aumentar la permeabilidad dentinal y humectación y promoviendo la adhesión al o a través del barro dentinario (9).

Bajo esas condiciones, la adhesión también debe tener un carácter dinámico, se rompen cuando el sustrato cambia, por lo que deben ser capaces de ser reformados, sin embargo, una vez rotos, los enlaces químicos covalentes no se pueden volver a formar, los adhesivos dentinales deben fallar por esta misma razón (9).

Buonocore y colaboradores reportaron hace casi cuatro décadas que una resina que tenga ácido glicerofosfórico dimetacrilato puede unirse a superficies dentinales grabadas con ácido clorhídrico (10).

Los avances en la tecnología adhesiva, a través de la historia, cambiaron radicalmente la odontología restauradora. La técnica de grabar con ácido para la adhesión con esmalte y dentina ha permitido el desarrollo de distintos tratamientos restauradores, preventivos y estéticos (10).

Las investigaciones a través de los años se han dedicado a evaluar el comportamiento mecánico de los agentes de cementación, comprendiendo el análisis de la fatiga, medidas de la fuerza de flexibilidad, fuerza tensil, módulo de elasticidad, tenacidad a la fractura y dureza y generalmente demuestran que los cementos de resina exhiben valores más altos en comparación con los agentes cementantes convencionales. Una correlación entre una fuerza alta y bajo desgaste del margen de los cementos de resina, al analizarlos *in vitro*, también se ha demostrado (7).

Capítulo II Marco teórico

Dentina

La dentina constituye la mayor parte de la estructura dental y sus propiedades son determinantes en casi todos los procedimientos de Odontología Restauradora. Su conocimiento permite la confección de materiales restauradores que imiten sus propiedades (Xu *et al.*, 1998). Igualmente, permitirá predecir el comportamiento de la interface dentina/restauración (Marshall *et al.*, 1997) (23).

Las propiedades de la dentina dependen de su estructura y composición. Químicamente la dentina está compuesta alrededor de un 50 % de contenido mineral (cristales de hidroxiapatita ricos en carbonatos y pobres en calcio), un 30 % de su volumen de matriz orgánica, en su mayor parte colágena tipo 1 y el 20 % es fluido, similar al plasma sanguíneo (LeGeros, 1990) (23).

Su microestructura está dominada por la presencia de túbulos dentinarios. Los túbulos están rodeados por una región peritubular hipermineralizada, que a la vez está embebida en una matriz intertubular formada principalmente por colágeno tipo I que engloba, configurando un entramado, cristales de hidroxiapatita y fluido dentinario. Los túbulos se extienden desde la cámara pulpar hasta la unión amelodentinaria. Estos canales varían en número y pueden representar desde el 1 % (0.8 mm de diámetro) del área total de la superficie de la dentina junto a la unión amelodentinaria y aumentar en dirección a la pulpa hasta el 22 % (2.5 mm de diámetro) del área total de superficie de la dentina (Pashley *et al.*, 1989) (23).

La dentina mineralizada es relativamente rígida (10- 20 GPa) (Sano *et al.*, 1995). La elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, lo que amortigua los impactos masticatorios. Tras el grabado ácido, la matriz húmeda de dentina desmineralizada es más elástica (5 MPa) (Maciel *et al.*, 1996). Debido a la escasa rigidez, la red colágena puede colapsarse al secar con aire e interferir con la infiltración de monómeros. Los solventes orgánicos que componen los adhesivos tienen la función de reemplazar el contenido de agua de las fibras de colágena para facilitar la infiltración de la resina. A la vez, deshidratan el colágeno, aumentan el módulo de elasticidad de la dentina expuesta y alteran la permeabilidad de la red colágena (Carvalho *et al.*, 1996; Nakabayashi y Pashley, 1998). Tras infiltrar la dentina desmineralizada con resina, el módulo de este nuevo compuesto supera el de la resina aunque continúa muy inferior al de la dentina intacta (Sano *et al.*, 1995) (23).

El tratamiento de la superficie dentinal con distintas soluciones condicionantes puede causar alteración en la composición química y estructural de la dentina humana, lo que provoca cambios en sus características de permeabilidad y solubilidad, por ende afecta la adhesión de los materiales a la superficie dentinal (13).

Las soluciones quelantes examinadas en el artículo *Bond strength of self-adhesive resin cements to dentin after antibacterial and chelating solution treatment* no promovieron un aumento significativo en la fuerza de adhesión

comparado con el control (agua destilada). Las soluciones que se utilizaron fueron las siguientes: (13)

1. Gluconato de Clorhexidina
2. Tetraciclinas
3. Bifosfonatos
4. Etidronato

Se ha demostrado que el gluconato de clorhexidina funciona como un inhibidor de potentes metaloproteinasas endógenas de la matriz (MMPs), las cuales son capaces de degradar la matriz orgánica de la dentina desmineralizada y pueden alcanzar las fibras colágenas expuestas en la base de la capa híbrida que se originaron de la infiltración deficiente de la resina, junto con la matriz dentinaria desmineralizada, lo que dio como resultado una degradación hidrolítica y una reducción en la fuerza de adhesión (13).

En la mayoría de los casos clínicos, es necesario hibridizar la dentina, la cual es un sustrato menos predecible que el esmalte para la adhesión, debido en gran parte a su complejidad química y composición estructural variable. La adhesión a la dentina puede ser complicada debido a la creación del barro dentinario donde sea que se corte, sea con instrumentos rotatorios o brocas (15).

Interface dentina-cemento

La adhesión se puede definir como el estado en el que dos superficies se mantienen unidas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en

mecanismos químicos, mecánicos o ambos, con la mediación de un adhesivo (ISO/TR 11405: 1994(E)) (23).

La mayoría de las técnicas actuales de adhesión utilizan un ácido para remover el barro dentinario, ensanchar la luz tubular y disolver los cristales de apatita que cubren la colágena de la dentina intertubular. Este tratamiento crea canales alrededor de las fibras que proporcionarán retención mecánica a los monómeros adhesivos hidrofílicos. El compuesto natural de apatita y colágeno se transforma en otro denominado capa híbrida, constituido por resina y colágeno. Las propiedades son diferentes de las originales y dependen de las propiedades de la colágena y de la resina (Sano *et al.*, 1995) (23).

El bajo módulo elástico de la capa híbrida con respecto a la dentina permite una capacidad de deformación suficiente para liberar el estrés de contracción de polimerización de la resina compuesta. Esto mejora la adhesión a la dentina y por lo tanto la integridad marginal y la retención de la restauración (Van Meerbeek *et al.*, 1993) (23).

Teóricamente, la adhesión dentinaria es el resultado de dos procesos: primero, por medio de acondicionadores ácidos la fase mineral se remueve de la dentina, sin degradación o colapso de la matriz colágena. Segundo, los vacíos que dejó la desmineralización ácida se rellenan con una resina adhesiva que penetra la matriz colágena expuesta. El proceso de adhesión permite una unión micromecánica del sistema adhesivo con el diente. La capa híbrida resultante, compuesta de dentina desmineralizada y resina adhesiva, se puede unir después al material restaurativo. De esta manera, similar a los materiales restaurativos de

composite. Los sistemas convencionales de cementos de resina se han utilizados con un ácido grabador y un agente adhesivo de unión (14).

Las implicaciones clínicas de una matriz colágena expuesta pueden incluir degradación prematura de la interface dentina/cemento resinosa. Tal como se reporta en los sistemas adhesivos de dentina, los sitios de penetración resinosa incompleta son susceptibles a la penetración de los fluidos orales con consecuencias como la degradación bacteriana enzimática del colágeno expuesto y el efecto hidrolítico de la zona híbrida resina-cemento. Tal degradación puede explicar las disminuciones significativas en la fuerza de adhesión en un ambiente húmedo y puede llevar a una retención disminuida de la restauración, microinfiltración y finalmente, fallo en la restauración (14).

Una implicación clínica adicional de esta matriz de colágeno expuesto puede ser la sensibilidad post operatoria. La sensibilidad post operatoria puede estar relacionada con varios factores que se asocian con las fibrillas de colágeno expuestas, incluyendo la difusión de los fluidos orales y un módulo elástico diferente en la interface cemento-dentina. Por lo que se ha sugerido que los fluidos orales pueden permear la dentina desmineralizada expuesta en los márgenes de las restauraciones y el movimiento de este fluido por debajo de las cargas oclusales puede inducir dolor (14).

El módulo elástico de la zona expuesta de dentina desmineralizada se considera más bajo que la dentina desmineralizada o dentina reforzada con resina. El estrés por contracción asociado con la polimerización del cemento de

resina adyacente puede producir tensión a través de la capa de dentina desmineralizada (14).

La calidad de la capa híbrida se basa en su habilidad para resistir el ataque ácido. La resistencia al ácido es significativa ya que la resina que efectivamente infiltre las fibras de colágeno expuestas, protege la capa híbrida de disolverse a través del proceso de desmineralización (14).

Las observaciones que se realizaron en el estudio *Critical Surface Energy of Composite Cement Containing MDP (10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate) and Chemical Bonding to Hydroxyapatite* a través de un microscopio de transmisión electrónica, revelaron una morfología interfacial completamente diferente en el caso de los cementos de composite autoadhesivos a los adhesivos que utilizan grabado previo o adhesivos autograbantes, en los que no se distingue ninguna zona desmineralizada o capa híbrida (12).

En el microscopio electrónico de escaneo se confirma la adaptación íntima de la resina con la dentina, pero sin la presencia de ninguna capa híbrida o tags de resina. Solo el contacto íntimo y la adaptación podrían explicar las propiedades adhesivas de los cementos de composite autoadhesivos (12).

De igual manera, en el estudio *Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch and-rinse technique* se obtuvieron resultados que muestran que el grabado ácido antes de la aplicación de cemento de resina influye positivamente en la resistencia de adhesión del cemento autoadhesivo. También debe observarse que se reporta que los cementos de

resina autoadhesivos solo interactúan con dentina superficial, sin presencia de una capa híbrida o tags de resina. En la dentina no acondicionada, la capa híbrida no estaba presente y los tags de resina eran irregulares y de menor número. Además, el desprendimiento de las tags de resina se observó en algunas áreas (17).

Como se mencionó anteriormente, en el apartado que trata sobre dentina, las técnicas actuales de adhesión utilizan un ácido para remover el barro dentinario, el cual consiste en partículas diminutas de sustancia dental, usualmente contaminada con sangre, saliva o microorganismos. Es una forma protectora natural que actúa como una barrera de difusión, que reduce significativamente la permeabilidad de la dentina, puede obstaculizar la interacción de los sistemas adhesivos con la dentina subyacente, durante la hibridización (15).

Para minimizar este inconveniente, el barro dentinario puede removerse, modificarse o impregnarse por los sistemas adhesivos, mediante dos maneras: grabar y lavar o autograbar. Grabar y lavar utiliza ácido fosfórico para grabar, antes de la infiltración de los monómeros de resina, removiendo completamente el barro dentinario (15).

El enfoque autograbante utiliza monómeros acídicos funcionales que modifican y penetran más allá del barro dentinario, el cual se incorpora en la zona hibridizada. En este caso la preparación de la superficie dentinal es relevante, ya que existen diferencias en las características del barro dentinario, las cuales varían según el grosor de los papeles abrasivos o brocas que se utilicen, lo cual puede afectar la adhesión en ciertos casos (15).

Se ha sugerido un mecanismo de reacción que involucra la adhesión química a través de la unión del ácido carboxílico con la hidroxiapatita dental, sin embargo estos enlaces iónicos se pueden deteriorar cuando los cementos de composite autoadhesivos no desmineralizan suficientemente la dentina subyacente. Investigaciones *in vitro* muestran que algunos de estos cementos no fueron capaces de desmineralizar o de disolver completamente el barro dentinario y no se observó descalcificación o infiltración en la dentina. Los valores resultantes de adhesión siempre fueron inferiores a aquellos que se obtuvieron con los adhesivos tradicionales basados en resina, esto se atribuye a un simple engranaje micromecánico o a la presencia de un barro dentinario residual parcialmente disuelto (12).

Un adhesivo para ser exitoso debe humectar el sustrato adecuadamente, tener una buena fluidez y esparcirse en la superficie dentinaria. Una buena adaptación al sustrato evita atrapamiento de aire y la formación de espacios entre el adhesivo y la dentina (12).

Una fuerte adhesión con el sustrato dentinal se obtiene cuando la dentina está limpia, se removi6 el barro dentinario y la energía superficial es muy alta, reflejando una alta reactividad, esto solo se obtiene con el grabado ácido para remover el barro dentinario completamente. La desmineralización de la superficie dentinal contribuye a la infiltración de la resina y la formación de una capa híbrida que después contribuye a fortalecer el sello entre dentina y adhesivo (12).

Se realizó un estudio de adaptación marginal de los cementos autoadhesivos de resina y el esmalte y la dentina, en el cual se estudiaron las

interfaces críticas (cemento-diente, cemento-restauración) y la evaluación de los posibles impactos de la saliva y el proceso masticatorio en los márgenes de la restauración dental. La microfiltración se puede detectar y permitir el ingreso a bacterias, así, la formación de caries secundaria en el diente o en la interface de la restauración e hipersensibilidad del diente restaurado. Los márgenes continuos y libres de espacios son importantes para la longevidad de las restauraciones. Ningún material resinoso es capaz de lograr un sellado marginal perfecto (16).

En el artículo *Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self adhesive resin cements* se utilizó un microscopio electrónico de escaneo el cual es un test aceptado para observar visualmente la adaptación de los materiales restaurativos con los márgenes de la cavidad y detectar microfiltración en diversas superficies, el SEM solo permite la observación de las secciones expuestas de los márgenes, también se utilizaron colorantes los cuales proveen un método sensitivo para descubrir filtración funcional, al mostrar la penetración dentro de la sustancia dentinal de forma visible (16).

El mecanismo de adhesión de los cementos de resina a tejidos dentales especialmente a dentina, ha sido motivo de estudio por años. El establecimiento de una retención micromecánica efectiva entre el cemento de resina y los túbulos dentinarios sucede cuando el adhesivo penetra la dentina intra e intertubular y forma tags de resina y la capa híbrida. El entramamiento mecánico es el mecanismo de adhesión más importante de resina a dentina. De igual manera, muchos factores como el grabado ácido, una condición de humedad en el diente,

la profundidad de la penetración del adhesivo en la dentina y la profundidad de la dentina pueden afectar en la formación de la capa híbrida y los tags de resina (17).

El mecanismo de unión dentinaria se basa en la infiltración de los monómeros de resina en las porosidades creadas por la remoción de minerales o de material inorgánico de los tejidos dentarios. Este intercambio trae como resultado un entramamiento micro-mecánico en las porosidades formadas (17).

La unión dentinaria puede suceder de varias maneras. La técnica de *etch-and-rinse* es el clásico procedimiento de adhesión en tres pasos. El sustrato del diente se graba con ácido fosfórico al 30-40 % y luego se lava y se seca. Posteriormente, el adhesivo se coloca en la superficie del diente acondicionada (17).

Para la dentina, el mecanismo de unión de los adhesivos de grabado y lavado, depende de la retención micro mecánica de la resina con la exposición de fibrillas de colágeno. Para esmalte, la técnica de grabado total es el método más efectivo para el éxito clínico a largo plazo (17).

La adhesión del cemento de resina a la dentina depende de la energía superficial de la dentina y la humectabilidad del cemento de resina en la dentina. La aplicación del ácido fosfórico remueve el barro dentinario y aumenta la dureza de la superficie y con esto la humectabilidad del adhesivo o el cemento (17).

Se ha informado que las fuerzas de adhesión evaluadas con cizalla, disminuyen a medida que aumenta la profundidad en la dentina. Esto se observa como resultado de diferencias morfológicas, principalmente que cuando existe un

aumento en el número de túbulos dentinarios se disminuye el contenido mineralizado. Además, la dentina profunda está altamente hidratada y el fluido de la dentina fluye hacia afuera de los túbulos dentinarios. Este movimiento de fluido puede aumentar la presión desde la pulpa dental y puede obstaculizar la adhesión. Esta humedad y movimiento pueden afectar el sellado óptimo de resina (17).

Cementos autoadhesivos

Los cementos de resina son una adaptación de los sistemas adhesivos de dentina que se utilizan con materiales restaurativos de resina compuesta, los cuales se utilizan en situaciones clínicas que involucran reconstrucciones dentales extensas y técnicas restaurativas indirectas para cementar la restauración al diente preparado. Los cementos resinosos son el material apropiado debido a su alta estética, fuerza mecánica, baja solubilidad y adhesión potencial a esmalte o dentina, por medio de sistemas adhesivos (15).

Los sistemas de cementos resinosos han requerido, tradicionalmente, un paso aparte para grabar con ácido para permitir la penetración de la dentina con el agente de unión adhesivo. Al reconocer algunos de los problemas asociados con la penetración adhesiva de la dentina grabada con ácido, los fabricantes desarrollaron el primer acídico autograbante (14).

Se pueden describir 3 diferentes tipos de cementos de composite (12)

a. Cementos de composite que requieren la colocación de un primer utilizando previamente un ácido como en ácido fosfórico.

b. Cementos de composite de autograbado que no requiere ácido previo porque ya está incorporado en el adhesivo de autograbado.

c. Cementos de composite autoadhesivos que no utilizan un sistema adhesivo pero se aplican directamente en la superficie dental preparada. Estos tienen mayor aceptación por su facilidad de uso debido a que es innecesario un tratamiento previo o la necesidad de colocar adhesivos.

Los cementos resinosos auto adhesivos no requieren que los tejidos dentales sean pre-tratados con sistemas adhesivos para lograr adhesión, lo que disminuye drásticamente el número de pasos para su aplicación, de esta manera se acorta el tiempo de tratamiento clínico y se disminuye la sensibilidad en la técnica (15).

Los cementos autoadhesivos según varios estudios, tienen una capacidad limitada de difundir y descalcificar la dentina subyacente, estos se aplican directamente en la dentina preparada y han demostrado una leve agresividad (15).

Los cementos autoadhesivos de resina se utilizan en distintas aplicaciones: cementación de restauraciones indirectas, ya sean cerámicas, composites, metal, inlays, onlays, puentes, coronas y postes incluidos los de fibra (11).

Los cementos de composite autoadhesivos intentan facilitar el manejo y simplifican el proceso al evitar los pasos de grabado y minimizar el número de las interfaces. Esta ventaja acorta el proceso para obtener la capa híbrida. Sin embargo, la adhesión a la dentina tiene un valor apreciable por medio de mecanismos que se observan en los adhesivos auto grabables (12).

En la estructura de los cementos autoadhesivos resinosos se han incluido monómeros funcionales los cuales se utilizan actualmente para lograr la desmineralización y adhesión a la superficie del diente. Los grupos carboxílicos y ácido fosfóricos de los monómeros son hidrolizados y unidos a la hidroxiapatita por medio de un enlace de hidrógeno, lo que da como resultado un complejo con un pH inicial bajo y una alta hidrofiliidad.

La neutralización del pH inadecuada conduce a una excesiva hidrofiliidad del cemento curado con una subsecuente reducción de las propiedades mecánicas y una expansión aumentada de volumen asociada a la sorción de agua (22).

El 10-metacriloxidecilo fosfato dihidrogenado (MDP por sus siglas en inglés) es uno de los monómeros funcionales que más se utiliza, es el monómero fosfato hidrofílico que incrementa la difusión de la resina y la adhesión, lo que causa descalcificación ácida y une los iones de calcio o grupos amino de la estructura del diente. Los monómeros contribuyen al acondicionar los tejidos dentales, aumentar la penetración de los monómeros y mejorar la adhesión química al tejido duro del diente (17).

El cemento que se estudió en el artículo *Critical Surface Energy of Composite Cement Containing MDP (10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate) and Chemical Bonding to Hydroxyapatite*, el SpeedCEM (Ivoclar-Vivadent), tiene una superficie hidrofóbica pero contiene MDP, al igual que el cemento Panavia V5. Este monómero (MDP) tiene una larga cadena

hidrocarbonada hidrofóbica, con un grupo final de fosfato ester polar en un lado y un grupo acrílico funcional en el otro.

El MDP contenido en el cemento tiene una energía superficial críticamente baja, cuyo valor es 26,6 MJ/m² que permite el esparcimiento y la reacción en los tejidos dentinales los cuales tienen una alta energía superficial. Las fuerzas de dispersión se completan favorablemente por fuerzas adhesivas polares hidrogenadas que contribuyen con una formación de una interfaz físico-química, incluyendo adhesión química iónica a la superficie de hidroxiapatita (12).

El cemento Clearfil también contiene MDP, la cual, como se mencionó, es una molécula importante porque la evidencia soporta el uso de cementos resinosos que contengan monómeros adhesivos especiales (MDP) que provean uniones químicas con la hidroxiapatita. Hashimoto *et al.*, enfatizaron en que la calidad de la interfaz dentina-adhesivo-cemento se relaciona altamente con la extensión de la infiltración del monómero dentro de la matriz de colágeno desmineralizada (13).

Las bajas fuerzas de adhesión registradas para el cemento Clearfil S.A, posiblemente se relacionan con la habilidad limitada del cemento, de desmineralizar e infiltrar el sustrato dentinario (13).

Uno de los componentes de los cementos de resina autoadhesivos consiste en monómeros convencionales mono-, di- y/o multi-metacrilato que se utilizan en una variedad de materiales dentales resinosos, como Bis-GMA, UDMA, HEMA, TEGDMA y MDP. Los grupos acídicos en su estructura se unen al calcio

que se encuentra en la hidroxiapatita para formar una unión estable entre la red de metacrilato y el diente. Se espera que estos cementos se unan adhesivamente a la dentina cubierta por barro dentinario sin un pre tratamiento. Sin embargo, su habilidad de adhesión a las estructuras dentales parece limitada debido a su alta viscosidad, lo cual podría impedir la penetración de la resina más profundamente y solo la interacción superficial con dentina y esmalte en términos de solo desmineralización del barro dentinario o formación de tags (13).

El cemento resinoso Panavia (Kurakay, Osaka, Japón) se basa en un cemento de resina el cual viene con un primer ácido auto grabante. El monómero ácido adhesivo fosfórico, el MDP (10-methacryloyldecyl dihydrogen phosphate), se presenta tanto en el primer autograbante y en el cemento resinoso. Panavia se aplica directamente en la superficie dentinal preparada después de la aplicación del primer autograbante (14).

En comparación con el MDP, las sales de otros monómeros funcionales son solubles e hidrolíticamente inestables, lo cual explica la razón por la cual disminuye la estabilidad de su adhesión (24).

Se informa que el MDP es el monómero más prometedor para el enlace químico a la hidroxiapatita del esmalte y la dentina, debido a que es estable frente a la hidrólisis y forma fuertes enlaces iónicos con el calcio (17).

La estructura y química comparable de la adhesión dentinal y el sistema de cemento resinoso adhesivo sugiere que ambos sistemas pueden experimentar problemas similares, que son, cuando un grabador convencional se utiliza con un

cemento resinoso autograbante adhesivo, puede haber penetración incompleta cemento resinosa de la dentina desmineralizada o grabada. Esta penetración inadecuada podría ser un factor asociado del cemento resinoso con la sensibilidad postoperatoria (14).

Hasta la fecha, el estrés por contracción al darse la polimerización del cemento resinoso y los sitios que no se adhieren subsecuentes, los cuales son espacios llenos de fluido en la interface dentina-cemento se han considerado como la fuente de la sensibilidad postoperatoria al utilizar cementos resinosos. Sin embargo, el uso de un primer autograbante no reduce la contracción por el estrés por polimerización, el factor que se supone que provoca los sitios no adhesivos y la consecuente sensibilidad post operatoria. Así, la reducción de la sensibilidad post operatoria asociada con un primer autograbante/sistema cemento resinoso adhesivo, puede sugerir que factores adicionales pueden relacionarse con la sensibilidad postoperatoria relacionada con el cemento resinoso (14).

En relación con el cemento autoadhesivo RelyX U200, según el artículo *Effect of dentinal surface preparation on the bonding of self-adhesive luting cements*, una influencia significativa de la preparación de la superficie dentinal influye en la fuerza de adhesión.

En el estudio no se observan capas híbridas auténticas, se observa un contacto íntimo entre los cementos autoadhesivos y la dentina, lo cual sugiere una zona de micro-interacción. Los cementos autoadhesivos fueron capaces de cruzar el barro dentinario y contactar la dentina subyacente para adherirse, alcanzando la porción más profunda de las grietas creadas durante la preparación dentinal (15).

Ninguno de los cementos autoadhesivos en ninguna condición dentinal fue capaz de remover efectivamente el barro dentinario y grabar la dentina subyacente. El pH medido en el estudio para los cementos fue de RelyX U200: 2, Clearfil SA: 3 (15).

Los resultados de este estudio demuestran que la fuerza de adhesión para los cementos resinosos Clearfil y U200 no fueron influenciados significativamente por el método de preparación de la dentina (15).

Cuando la dentina se prepara, se produce barro dentinario con distintos espesores y densidades y se crean asperezas, según la dureza de la broca o abrasivos utilizados (15).

El espesor del barro dentinario aumenta significativamente según la dureza del abrasivo que se utilice. Su aspereza se puede clasificar en orden descendente, según el siguiente *ranking*: broca de diamante de grano medio > broca de diamante de grano fino > broca de carbide tungsteno > papel de carburo de sílica.

Además el barro dentinario producido por las brocas de diamante parece ser más poroso que el producido por los papeles abrasivos o brocas de carbide. A pesar de estas variaciones, la fuerza de adhesión de los cementos evaluados no varió significativamente (15).

El uso de brocas de diamante para aumentar las asperezas resulta en la formación de barro dentinario con capas de gran espesor, las cuales sirven como un obstáculo que puede impedir las interacciones entre el cemento y la dentina subyacente, más que todo debido a la alta viscosidad relativa de los cementos. En

adición, capas de gran espesor de barro dentinario tienen un alto efecto *buffer* en contra de soluciones ácidas suaves, lo cual puede complicar la adhesión con la dentina preparada. Los autores del estudio creen que pequeñas diferencias en la dureza dental o espesor del barro dentinario no son capaces de influenciar de manera importante la adhesión de los cementos autoadhesivos. En contraste, la fuerza de adhesión del cemento U200 se afectó significativamente por la preparación de la superficie, no así para el cemento Clearfil SA (15).

El cemento U200 (3M ESPE) contiene metacrilatos ácido fosfórico que son capaces de desmineralizar e infiltrar el sustrato dental, lo que resulta en retención micromecánica y reacciones químicas secundarias con la hidroxiapatita. El U200 contiene un nuevo modificador en la mezcla que reduce la viscosidad del material. Esta característica pudo contribuir significativamente en el resultado superior de adhesión observado para el U200 en comparación con el otro cemento evaluado (Clearfil). Se especula que la viscosidad reducida del U200 puede favorecer su permeabilidad a través del barro dentinario, mejorando la humectación de la dentina subyacente y así con la interacción química con la hidroxiapatita. Ya que la magnitud de la fuerza de adhesión varía según el grosor de la capa de barro dentinario, por ejemplo capas más delgadas tienden a resultar con una fuerza de adhesión mayor, el grosor de la capa de barro dentinario parece jugar un rol importante en la fuerza de adhesión del U200 ultimate con la dentina (15).

Un efecto similar antagonista del espesor del barro dentinario y la aspereza superficial al cementar con Clearfil SA no se observó durante el cementado con U200, por lo que se concluye que el papel de la dentina preparada es material

dependiente. Otro factor a tomar en consideración es que el cemento de resina en una jeringa de automezclado para mezclar el catalítico y la base del U200 y el Clearfil SA, implica una calidad del cemento al mezclarlo mucho mejor y resulta ser importante para la actuación final del cemento, al reducir las porosidades en la mezcla y favorecer la neutralización del pH, que influencia la interacción del material con la dentina y su estabilidad mecánica. Todas estas características del U200 contribuyen a su alta efectividad en la adhesión (15).

El cemento U200 y el Clearfil SA, los cuales se evaluaron, no fueron capaces de remover efectivamente el barro dentinario y grabar la dentina subyacente. La interacción de los cementos con la dentina no fue influenciada significativamente por el pH inicial del material, el cual es en parte determinado por el monómero funcional que se utilizó (15).

En los cementos autoadhesivos un incremento gradual en la viscosidad del material se observa después de mezclar las pastas del catalítico y la base, como resultado del proceso químico de polimerización, lo que impide su potencial para infiltrar el sustrato. Simultáneo a la viscosidad incrementada, el pH de los cementos autoadhesivos también aumenta progresivamente (15).

Los cementos autoadhesivos evaluados (Clearfil SA y RelyX U200) fueron capaces de humectar la superficie dentinal preparada y alcanzaron hasta las más profundas ranuras producidas por una broca de grano medio de diamante (15).

La presión de asentamiento durante la cementación de las restauraciones indirectas parece jugar un papel importante, al determinar la habilidad del cemento

de interactuar efectivamente con la superficie dentinal cubierta de barro dentinario. Una presión de asentamiento mayor puede contribuir a reducir la frecuencia y extensión de las porosidades remanentes que se pueden presentar en la interface adhesiva y con el cemento de resina.

Adicionalmente, una adaptación más cercana entre el cemento y el sustrato puede optimizar las interacciones físicas como las fuerzas de Van der Waals, puentes de hidrógeno y transferencia de cargas, factores que sinérgicamente contribuyen a una mayor fuerza de adhesión (15).

La cementación adhesiva aumenta la estabilidad de las restauraciones que se hacen en cerámica en caso de que la preparación dental no se haya preparado de manera retentiva.

Los cementos de Panavia (Variolink II) demostraron una buena adhesión a la superficie dental al igual que una buena adaptación marginal (16).

Según los reportes de literatura el éxito clínico, en lo que se refiere a adhesión dentinal y a esmalte, se logra por medio de tres pasos, sin embargo, el proceso consume más tiempo y es sensible a errores en el manejo del producto como por ejemplo secar excesivamente o dejar residuos de agua en la dentina (16).

En el estudio *Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self adhesive resin cements* se comprobó al analizar el cemento Clearfil SA que la integridad marginal es mucho más baja en el esmalte que en la dentina y como conclusión general determinaron que los cementos auto adhesivos

de resina funcionan bien en dentina y esmalte, lo que promete un buen desempeño clínico (16).

Se puede afirmar que el *etch-and-rinse* puede ser el factor más importante en la resistencia a la adherencia por cizallamiento (*shear bond strength*) de los cementos de resina a la dentina que se evaluaron en este estudio (16).

Algunos autores encontraron que los valores de adhesión de los cementos de composite autoadhesivos son comparables con los valores de los adhesivos tradicionales y atribuyen esto a una interacción química compleja que se da en la interface tejido dentinal-cemento de composite autoadhesivo (12).

El mecanismo básico de adhesión de los cementos autoadhesivos parece ser el mismo para todos. Las características del cemento RelyXUnicem (3M ESPE) han sido las más explicadas (detalladas) por el fabricante, este cemento fue el primer producto de este tipo en salir al mercado. Sus monómeros multifuncionales con grupos de ácido fosfórico desmineralizan e infiltran simultáneamente el esmalte y la dentina. La reacción que da lugar a esto es la polimerización radical que se puede iniciar por exposición a la luz o a través de un mecanismo de curado. Esto resulta en la creación de un enlace extenso de monómeros de cemento y la creación de polímeros de alto peso molecular. Además, para asegurar la neutralización del sistema ácido, se aplicó el concepto del ionómero de vidrio, el cual demuestra que hay un aumento del pH de 1 a 6 en reacciones entre grupos ácido-fosfóricos y el medio alcalino. Los grupos ácido-fosfórico también reaccionan con la apatita dental (20).

El agua que se forma en estos procesos de neutralización, ha contribuido en la hidrofilia inicial del cemento, lo cual conlleva a una mejor adaptación de la estructura dental y la tolerancia a la humedad. Posteriormente, se espera que el agua se reutilice por reacción con grupos funcionales ácidos y durante la reacción de cemento con partículas de carga básicas que liberan iones. Tal reacción finalmente daría lugar a un cambio inteligente a una matriz hidrófoba. Se afirma que la adhesión obtenida depende de la retención micromecánica y de la interacción química entre los grupos ácidos monoméricos y la hidroxiapatita (20).

Posteriormente, se espera que el agua se reutilice por una reacción con los grupos ácidos funcionales y durante la reacción de cemento con partículas de carga básicas que liberan iones. Esta reacción finalmente daría lugar a un cambio inteligente a una matriz hidrófoba. Se afirma que la adhesión obtenida depende de la retención micromecánica y de la interacción química entre los grupos ácidos monoméricos y la hidroxiapatita (20).

En el estudio *Self adhesive resin cements: A clinical review*, Piwowarczyk *et al.* encontraron que las restauraciones cementadas con cementos de resina autoadhesivos de la marca RelyX Unicem se asociaron con menos inflamación periodontal y gingival, lo cual es probablemente porque este cemento ha resultado con poca solubilización en agua y por su buen entrecruzamiento con la dentin (18).

Saad *et al.* reportaron que los cementos de resina autoadhesivos RelyX Unicem muestran menos sensibilidad post operatoria que los cementos de resina que incluyen una técnica de grabado total (RelyX ARC), al hacer una valoración en 12 semanas post operatorias (18).

Behr *et al.* demostraron que el cemento RelyX Unicem puede proveer adaptación marginal en dentina sin ningún pretratamiento (18). Kassem *et al.* demostraron que coronas hechas de la cerámica Vita Mark II tuvieron una tasa más alta de fracaso después de una simulación de masticación cuando se fijaron con el cemento de resina auto adhesivo RelyX Unicem que las coronas que se fijaron con Panavia F2.0, además las coronas que se fijaron con RelyX Unicem mostraron una mayor tasa de microfiltración que las que se fijaron con Panavia F2.0 (18).

Con respecto a la cementación convencional contra la cementación con auto adhesivos, Behr *et al.* y Piwowarczyk *et al.*, analizaron que ninguna de las 89 coronas adheridas con cementos autoadhesivos se perdió al final del estudio, estos resultados indican que los cementos de resina auto adhesivos pueden ser tan adecuados como los cementos de fosfato de zinc (18).

Behr *et al.* encontraron valores significativamente menores de adaptación marginal para el RelyX Unicem adherido a esmalte que los valores que se obtuvieron con Panavia F2.0. Para la dentina, los resultados para el RelyX Unicem y Panavia F2.0 fueron comparables (18).

Todos los autores mencionados previamente concordaron en que los cementos de resina autoadhesivos mostraron menor sensibilidad post operatoria que los cementos convencionales como el de ionómero de vidrio o los de fosfato de zinc o los que utilizan la técnica clásica de grabado total. El principal problema de los que utilizan la técnica de grabado total es el ácido, el cual graba la superficie dentinal, particularmente cuando los sistemas no se utilizan de la mejor

manera. Grabar de más o secar excesivamente, por ejemplo, puede provocar la remoción del barro dentinario y crear un pasaje por el cual las bacterias pueden penetrar la pulpa, además los monómeros del sistema adhesivo también pueden penetrar la pulpa(18).

Una respuesta inflamatoria, persistente y crónica y una desorganización del tejido para la técnica de grabado total, se puede probar. En contraste, el uso del RelyX Unicem solo desencadena una reacción inflamatoria durante un período de 7 días debido a la reacción dada por el bajo pH. El RelyX Unicem altera el barro dentinario, de esta manera no se forman los tags de resina. En otras palabras, la reacción química de los cementos auto adhesivos es superficial, sin una futura hidrólisis y el desprendimiento de componentes que difunden a través de los túbulos dentinales. Los cementos de resina autoadhesivos, incluso comparados con los de ionómero de vidrio, mostraron de manera significativa menor sensibilidad post operatoria. Los autores explican que esto se debe a la diferencia del ácido cítrico medio del condicionador que se usa, en combinación con el cemento de ionómero de vidrio (18).

Guarda *et al.* indicaron una mayor fuerza de unión de un cemento autoadhesivo (RelyX Unicem) en la dentina húmeda que a dentina seca, lo que sugiere eliminar solo el exceso de humedad de la dentina en lugar de secado al aire (19).

En principio, los cementos autoadhesivos de resina tienen menos influencia en la pulpa que otros sistemas resinosos, particularmente, comparados con los sistemas de grabado total (18).

La reacción de fijación de cementos autoadhesivos implica una reacción ácido-base dentro de un entorno acuoso, similar a la de los cementos de ionómero de vidrio, por este motivo el fabricante recomienda evitar el secado excesivo de la superficie de la dentina cuando se usan estos cementos (19).

El estudio *Influence of different drying methods on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin* examinó las resistencias de unión microtensil de tres cementos autoadhesivos y un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (RMGIC) (para comparación) a dentina sometida a tres procedimientos de secado diferentes. Se investigaron tres cementos autoadhesivos comercialmente disponibles (RelyX U200, RU, Maxcem Elite, ME y BisCem, BC) y un cemento de resina de ionómero de vidrio modificado (RelyX Luting 2, RL) (19).

Este estudio *in vitro* mostró que la humedad superficial de la dentina que permanecía después del secado afectó de manera crucial la fuerza de unión de los cementos autoadhesivos así como del cemento de resina de ionómero de vidrio modificado. Por tanto, se rechazó la hipótesis de que diferentes métodos de secado no influirían en la resistencia de la unión microtensil de los cementos a la dentina. Los tres cementos autoadhesivos mostraron el mejor rendimiento de unión cuando solo una pequeña cantidad de agua permaneció en la superficie de la dentina. Esta condición se logró luego de esperar 10 s para que el agua se evaporara de la superficie de la dentina (19).

Aunque esta condición de la dentina no es clínicamente relevante, las resistencias de unión y el 100 % de los fallos previos a la prueba para los

cementos autoadhesivos confirman que debe existir una cantidad de agua en la superficie de la dentina para la unión con los cementos. Aunque los fabricantes no revelan totalmente los componentes exactos de los cementos autoadhesivos que se probaron, los cementos autoadhesivos generalmente no contienen o contienen solo un poco de agua en su composición química y el agua solo se puede derivar de la interacción de grupos ácidos y de carga alcalina o de apatita dental (19).

Los monómeros ácidos de los cementos autoadhesivos necesitan agua para ser ionizados e interactuar con la dentina, la ionización se facilita de manera más eficiente en los sustratos de dentina hidratada. Por lo tanto, parece que la presencia de una cierta cantidad de agua sobre la superficie de la dentina es un requisito previo para la unión óptima con los cementos de resina autoadhesivos (19).

Un enlace fuerte se logra solo cuando los grupos funcionales en los monómeros ácidos de los cementos autoadhesivos producen una óptima interacción con la hidroxiapatita en la superficie de la dentina. Por lo tanto, los hallazgos de este estudio sugieren que solo un poco de agua es suficiente para la interacción de los grupos ácidos y la apatita de los dientes, independientemente de la ausencia / presencia de agua en los cementos (19).

Según el estudio *Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review*, de acuerdo con la información que brindaron los fabricantes, el barro dentinario no es removido, ni se espera que exista sensibilidad postoperatoria. A diferencia de los cementos de fosfato de zinc, policarboxilato y los cementos de resina, los cementos autoadhesivos se reconocen por ser tolerantes a la humedad y por

liberar iones fluoruro a manera de comparación con los cementos a base de ionómero. Más allá de eso, estos cementos poseen características estéticas, poseen propiedades mecánicas óptimas, son estables dimensionalmente, poseen adhesión micromecánica y son análogos a los cementos de resina. Tal combinación de características favorables entre los cementos convencionales y los cementos de resina logran que los cementos autoadhesivos sean los adecuados para una amplia gama de aplicaciones (20).

La retención es un factor importante a determinar para evaluar el éxito de las restauraciones fijas. La retención óptima para restauraciones extra coronales depende de la morfología del diente preparado, así como factores como la angulación de la preparación, la superficie preparada como tal, la aspereza de las superficies internas de la preparación, la textura de las superficies tratadas y el tipo de cemento (21).

Una retención inadecuada puede llevar a la micro infiltración a través del cemento, lo cual puede llevar al desarrollo de caries por debajo de la restauración, fracaso del cemento, fractura de la restauración, por lo tanto un eventual fallo de esta (21).

La mayoría de los pacientes con restauraciones fijas experimentan dolor o disconformidad en el diente preparado durante y después del cementado de la restauración, lo cual puede deberse a la hipersensibilidad de la dentina. Para solucionar este problema, se han introducido al mercado agentes desensibilizantes, como el GLUMA (21).

En un estudio realizado por la Universidad de Azad (Irán) se utilizaron 20 premolares humanas las cuales se prepararon para una posterior colocación del agente desensibilizante GLUMA, a 10 de estas piezas se les colocó GLUMA y las otras 10 se utilizaron como control. Posteriormente, a las 20 premolares se les colocaron coronas cementadas con RelyX U200 (21).

Los resultados de este estudio mostraron que la fuerza de tensión fue significativamente más alta en el grupo que utilizó el agente desensibilizante GLUMA en comparación con el grupo control. El GLUMA aumentó la fuerza de unión del cemento autoadhesivo RelyX y200 a la dentina (21).

El mecanismo de fijación de los cementos de resina autoadhesivos sigue una polimerización típica química y una fotocuración libre de radicales. El grado de curado es un aspecto importante que determina las propiedades físicas y mecánicas del material, la resistencia al desgaste y la biocompatibilidad. Se sospecha que el bajo pH resultante de la funcionalización inhibe la reacción en cadena de los radicales libres, por lo que afecta el grado de conversión y el grado de polimerización de los cementos de resina autoadhesivos (22).

Una reacción de polimerización puramente química es lenta y puede sufrir de competencia en el proceso de neutralización ácido-base de los grupos funcionales. Mediante el curado a la luz, la formación de radicales libres y el crecimiento de la cadena ocurre en un ritmo acelerado, lo que maximiza tanto el grado de conversión como la profundidad de curado. Como diferentes sistemas autoadhesivos difieren en la capacidad de neutralización del pH y en la

composición química, se espera que estos factores afecten su comportamiento de curado, con probables consecuencias para la efectividad de la unión (22).

Se ha demostrado que los cementos autoadhesivos no graban suficientemente las capas de barro dentinario en la dentina intacta subyacente y por lo tanto, interactúan solo superficialmente con la dentina, a pesar de tener menor pH inicial que los cementos de resina convencionales. Debido a la limitada retención micromecánica, la unión de cementos autoadhesivos al sustrato dental puede ser más dependiente de una interacción química entre los monómeros ácidos y el calcio en la hidroxiapatita (19).

A continuación se adjunta una tabla con las características de los cementos evaluados:

Tabla 1. Cementos de resina utilizados en este estudio

Cemento	Composición	Fabricante
Clearfil SA Cement	Paste A: MDP, Bis-GMA, TEGDMA,	Kuraray Medical Inc.,
Automix	DMA, Ba-Al fluorosilicate glass, SiO ₂ , benzoylperoxide, initiators	Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan
	Paste B: Bis-GMA, dimethacrylate, Ba-Al fluorosilicate glass, SiO ₂ , pigments	
SoloCem	UDMA, TEGDMA, 4-META, 2- hydroxyethyl methacrylate, dibenzoyl	Coltene, Altstaetten, Suiza

peroxide; benzoyl peroxide

Multilink N

DMA, HEMA, Ba-glass filler,
Ytterbium fluoride, Spheroid mixed
oxide, phosphoric acid acrylate

Ivoclar-Vivadent,
Schaan, Liechtenstein

Capítulo III Metodología

Tipo de estudio: comparativo, se estudiaron las muestras experimentales, para obtener resultados significativos entre ellas.

Diseño de la investigación:

- Método experimental: se utilizaron cementos autoadhesivos de distintas casas comerciales.
- Método transversal: se realizó en un tiempo determinado.
- Método analítico: se establecen relaciones entre las variables a evaluar.

Muestra:

Se recolectaron 30 piezas dentales (molares), con un máximo de seis meses post-extracción, sin lesiones cariosas, conservadas en agua, a temperatura ambiente.

Limpieza:

Se colocaron en un frasco de vidrio con hipoclorito de sodio al 5.25 % por 1 minuto, posteriormente se enjuagaron con agua. Se utilizaron raspadores manuales marca USA Delta, micromotor con pieza recta (marca NSK) con *trimmer* en forma de llama y de pera, con agua para no alterar la composición de los especímenes.

Ilustración 1. Limpieza de piezas dentales



Fuente: elaboración propia, 2017

Cementos autoadhesivos

Se recolectaron 30 piezas dentales naturales (molares), las cuales no presentaban lesiones cariosas ni obturaciones, solamente tejido sano. Posteriormente, se les cortó de manera transversal al eje axial de manera que se eliminara el esmalte y se descubriera la dentina, esto con la máquina IsoMet 1000 (Precision Saw), de la marca Buehler.

Ilustración 2. Máquina IsoMet 1000



Fuente: elaboración propia, 2017

Ilustración 3. Corte de manera transversal al eje axial de la pieza dental



Fuente: elaboración propia, 2017

Posterior al corte, se lijó la superficie dental con lija de agua de grano 400 y posteriormente con una 600.

Se distribuyeron 10 especímenes para cada cemento a evaluar.

Seguidamente, se confeccionaron cilindros de resina utilizando la resina marca Renamel (Microhíbrida), color Cuerpo A1, una resina utilizada para piezas anteriores y posteriores. Lote de la resina: 124415B, fecha de vencimiento: 2017-02. Ref: 6061A1. Para elaborar estos cilindros se utilizó el molde de la marca Ultradent Products Inc (Patent Pending), se colocó un único incremento con un instrumento de resina marca American Dental USA #3A0040 (Excel) 2. Cada uno se fotocuró por veinte segundos. La mitad de los cilindros (30) con la lámpara de fotocurado Benlioğlu LEDMAX 550 y los demás con la lámpara marca Gnatus número de serie 4883958150. Se marcó con marcador permanente el lado con la superficie menos regular y menos lisa.

Se elaboraron cilindros de acrílico de autocurado (rosado) de aproximadamente 22 mm de alto y 27 mm de ancho, utilizando unos moldes marca Extec, los cuales tienen una base con una tapa y la parte superior abierta. En cada cilindro se colocó una pieza dental (de las preparadas anteriormente con el corte) con la parte de la superficie dentinal adherida en la tapa con cera *utility* transparente, de inmediato se vertió acrílico (en fase pastosa) de manera que quedó la pieza dental rodeada de acrílico y solo la superficie dentinal tenía contacto con el exterior, al remover la tapa. Ya que en ciertas áreas quedaron excesos de acrílico sobre la dentina se pulieron y removieron con las mismas lijas

que se utilizaron anteriormente, de forma que quedara la superficie dentinal limpia. En total, se elaboraron treinta cilindros.

Ilustración 4. Cilindro de acrílico con pieza dental embebida



Fuente: elaboración propia, 2017

Se seleccionaron quince cilindros para realizar las primeras pruebas.

Se cementaron dos cilindros de resina en cada superficie dentinal. Se quiso utilizar y probar los siguientes cementos: Clearfil SA, Solocem y Multilink (todos de autocurado).

Ilustración 5. Cilindros de resina cementados a superficie dentinaria



Fuente: elaboración propia, 2017

Se cementaron en total diez cilindros de resina a superficie dentinal por cada cemento (dos cilindros de resina por cada cilindro de acrílico).

Los cementos se aplicaron de la siguiente manera:

Clearfil S.A Luting

Cemento en pasta. Lote: 1F0015. Fecha de expiración: 2017-12. Hecho en Japón por Kurakay y Noritake Dental Inc.

Se colocó con una jeringa automezcladora, se colocaron ambas porciones sobre una loseta de papel, se mezclaron hasta obtener una pasta homogénea con un instrumento de resina, con el mismo instrumento se colocó cemento sobre el cilindro de resina (la superficie más lisa) y se colocó sobre la superficie dentinal, a continuación se colocó una pesa de la marca OHAUS de 100 gramos de peso sobre cada cilindro de resina, se eliminaron excesos de cemento con un explorador dental marca American Dental USA #3A0040 (Excel) 2, se fotocuró veinte segundos por un lado y veinte segundos por el lado contrario. De esta misma manera con el otro cilindro de resina y con cada muestra. En total, se cementaron diez cilindros de resina.

Solocem One Step de Coltene

Lote: F38116. Fecha de vencimiento: 2015-08. Ref: 60013986, ISO 4049. Tipo 2, clase 3, cemento auto adhesivo.

Solocem es un cemento autoadhesivo, de polimerización dual y radiopaco, a base de composite para fijar pernos radiculares, coronas, puentes, *inlays* y *onlays*. Se utilizó el color blanco opaco, lote F28362. Su composición es de

metacrilato, óxido de cinc y vidrio. Datos técnicos: el diámetro medio de sus partículas es de 2 micrómetros, la distribución de las partículas de relleno va de 0.1 a 5 micrómetros. El peso del nivel de carga de relleno es de un 69 % aproximadamente y el volumen del nivel de carga de relleno es de un 43 % aproximadamente.

Para colocar el cemento se secó con una gasa toda la superficie dentinal (solo una vez para que no se reseca). Se removió el capuchón de seguridad, se dispersó una pequeña cantidad de material sobre una loseta de papel (hasta que la base y el catalizador salieran de la abertura en la misma cantidad, esto con el fin de garantizar que la mezcla fuese uniforme), se limpió la abertura con una toalla de papel, se sustituyó la punta de la mezcla y se giró un cuarto de vuelta (90°) en el sentido de las agujas del reloj. Se dispensó el material y se desechó hasta que fluyera una masa uniforme y homogénea.

Se aplicó Solocem directamente sobre el cilindro de resina (la parte más lisa) y se colocó sobre la superficie dentinal ejerciendo ligera presión, se le colocó encima la pesa OHAUS de 100 gramos, se eliminó el exceso del material con un explorador, se fotocuró veinte segundos por un lado y veinte segundos por el lado contrario, de esta manera con los demás (nueve) cilindros de resina.

Multilink N de Ivoclar Vivadent

Material de fijación en base clínica, el cual es un cemento de composite autopolimerizable con opción de fotopolimerización. Ref # 642974, Lote U20707, expira el 2017-02.

Multilink N se aplica junto con Multilink N Primer autograbante y autopolimerizable. Monobond N está recomendado como agente de unión para lograr una mayor adhesión con aleaciones nobles y no nobles, así como para cerámicas sin metal, realizadas de óxido de circonio, óxido de aluminio y cerámicas de silicatos.

Composición del Multilink N: la matriz de monómero está compuesta por dimetacrilato y HEMA. Los rellenos inorgánicos son vidrio de bario, trifluoruro de iterbio y óxidos mixtos esferoidales. El tamaño de la partícula es de 0.25 a 3.0 micrómetros. El tamaño medio de la partícula mide 0.9 micrómetros. El volumen total de rellenos inorgánicos es de aproximadamente el 40 %.

Composición del Multilink N Primer A y B: el A contiene una solución acuosa de iniciadores, el B contiene HEMA, ácido fosfórico y monómeros de metacrilato.

Para la aplicación se siguieron las siguientes indicaciones: se limpió la superficie dental con una gasa, evitando el resecamiento de la dentina. Se mezcló Multilink N Primer A y Multilink N primer B, 1 gota de primer A y gota de primer B. El primer A/B mezclado es exclusivamente autopolimerizable y no necesita protegerse de la luz, pero sí debe aplicarse en un tiempo límite de diez minutos. Se aplicó el Multilink N Primer A/B mezclado sobre toda la superficie dentinal con un micropincel, se frotó con una ligera presión durante treinta segundos.

Para la aplicación propiamente del cemento, se colocó una nueva punta de automezcla sobre la jeringa para cada aplicación. Se aplicó la cantidad deseada

directamente sobre la resina (la parte más lisa). Se colocó la resina sobre la dentina y se eliminaron excesos con un instrumento de resina. Se fotocuró 20 segundos de un lado, 20 segundos del lado contrario.

Se tomaron los quince cilindros de acrílico con las resinas ya cementadas y se colocaron en un recipiente plástico con agua, de manera que el agua cubriera por completo las muestras.

Se introdujeron en una cámara incubadora por una semana. La máquina marca VWR S/P By SHELDON MFG., INC. Modelo: 1510E. Part No: 9120801. Serie No. 0804699. Las incubadoras se diseñaron para proveer un ambiente controlado el cual se necesita para almacenar materiales sensibles y dirigir cultivos de células para que crezcan. El aparato cerrado tiene rangos específicos de amplia temperatura para una capacidad específica, la cual se puede modificar. Se puede crear una temperatura estable y uniforme (1). La temperatura en este caso fue de 37 grados centígrados.

Ilustración 6. Muestras mantenidas en agua, a temperatura ambiente



Fuente: elaboración propia, 2017

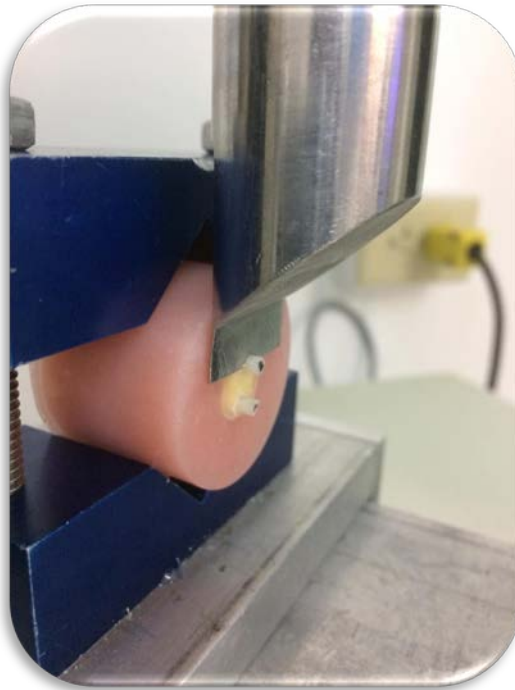
Ilustración 7. Máquina incubadora



Fuente: elaboración propia, 2017

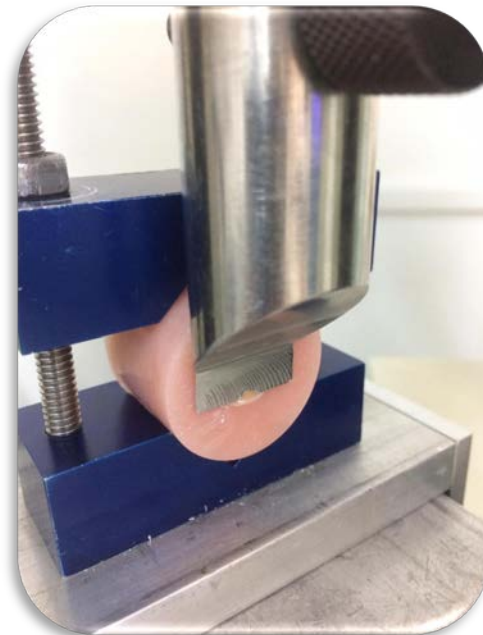
Al cumplir la semana, se retiraron las muestras de la incubadora y se procedió a fallarlas en una máquina de pruebas universal marca Tinius Olsen, modelo H10K-S, con el objetivo de evaluar en qué momento (con qué fuerza) se desprendían las resinas de la superficie dentinal. Los valores se dieron en Kgf (kilopondios). Se evaluó cada resina de manera individual. Se anotaron los resultados en una tabla, como la que se adjunta en los anexos (Tabla 14).

Ilustración 8. Falla de las muestras



Fuente: elaboración propia, 2017

Ilustración 9. Falla de las muestras



Fuente: elaboración propia, 2017

Al terminar la primera etapa de la investigación, se tomaron 15 cilindros de acrílico nuevos (ya preparados, de igual manera a los anteriores) y se le cementó a cada uno, dos cilindros de resina, con los tres cementos anteriores. En total se cementaron diez resinas con cada cemento, igual que en la prueba anterior.

A continuación se colocaron las muestras en la máquina de termociclado Microprocessor Control MPC marca Huber, se colocó agua destilada en cada compartimento (frío y caliente). Se pusieron las muestras 30 segundos en la zona de alta temperatura, 15 segundos en ambiente externo y 30 segundos en la zona de baja temperatura, se programó para que se cumplieran seis mil ciclos. La temperatura alcanzada fue de 55 grados centígrados y de 5 grados centígrados, respectivamente.

Ilustración 10. Muestras en la termocicladora



Fuente: elaboración propia

Al cumplirse los seis mil ciclos se retiraron las muestras de la máquina de termociclado y se tallaron de la misma manera que con las muestras anteriores; se anotaron los resultados en una tabla de Excel (adjunta a los anexos).

Una vez que se ordenaron los datos en el programa Excel, se utilizó el programa StatPlus 6.2 para realizar la estadística y obtener los resultados.

Capítulo IV Desarrollo

Análisis estadístico

La información se analizó por medio de varianza (Two-Way ANOVA) para evaluar los efectos de dos factores experimentales: cemento y almacenamiento como elementos de estudio.

Tabla 2. Resumen de variables estudiadas

Summary			
Response	<i>MPa</i>		
Factor #1	<i>Luting</i>	<i>Fixed</i>	
Factor #2	<i>Storage</i>	<i>Fixed</i>	

El test que se utilizó para comparar los valores obtenidos de MPa entre los cementos y entre las pruebas (almacenamiento y termociclado) fue Tukey's honestly significant difference (HSD), el cual da la diferencia significativa entre los resultados, a un nivel de significancia de 0.05. Los análisis estadísticos se realizaron con el programa STAT PLUS 6.2.

Resultados

Las medias y las desviaciones estándar en MPa de cada grupo se resumen en la tabla 4. Según el análisis de la varianza Two Way ANOVA, en la tabla de estadística descriptiva se encuentra que el cemento de resina autoadhesivo Clearfil SA fue el que obtuvo el mayor valor, en comparación con los otros

cementos de estudio (SoloCem y Multilink). Para mayor entendimiento de la tabla, se adjunta el cuadro con las claves, a continuación:

Tabla 3. Significado de Claves

Cementos
1. SoloCem
2. Clearfil SA
3. Multilink
Almacenamiento
1. Agua
2. Termociclado

Se comprobó que la media de todas las muestras de cementos autoadhesivos que se expusieron a la incubadora fue de 6.5 MPa y las que se expusieron a la prueba de termociclado fue de 9.7 MPa, por lo que se comprueba que la adhesión es mayor cuando las muestras se exponen a termociclado.

En la misma tabla 3 se demuestra que el cemento de resina Clearfil SA tuvo el mayor valor de adhesión al exponerlo a termociclado (13.9 MPa) y al almacenamiento en incubadora (9.4), en comparación con el cemento SoloCem y Multilink.

Tabla 4. Estadística Descriptiva

Factor	Grupo	Tamaño de muestra	Media	Varianza	Desviación estándar
Luting	1	20	4,224	7,11386	2,66718
Luting	2	20	11,704	28,7836 3	5,36504
Luting	3	20	8,5685	13,3189 6	3,64952
Storage	1	30	6,568	16,8284 8	4,10225
Storage	2	30	9,763	29,5980 1	5,44041
Luting x Storage	1 x 1	10	4,142	8,12553	2,85053
Luting x Storage	1 x 2	10	4,306	6,87767	2,62253
Luting x Storage	2 x 1	10	9,479	25,8006 1	5,07943
Luting x Storage	2 x 2	10	13,929	23,9634 3	4,89525
Luting x Storage	3 x 1	10	6,083	4,08271	2,02057
Luting x Storage	3 x 2	10	11,054	10,3068 5	3,21043

ANOVA reveló una diferencia significativa entre los cementos que se sometieron a las pruebas, como lo demuestra la tabla número 5.

Tabla 5. ANOVA

Source	of SS	d.f.	MS	F	p-value	F	Ome
Variation						crit	ga
							Sqr.
Factor #1 (Luting)	564,3	2	282,	21,3895	1,44055E-	3,16	0,355
	7627		1881	6	7	825	65
			4				
Factor #2 (Storage)	153,1	1	153,	11,6063	0,00125	4,01	0,092
	2038		1203	6		954	5
			8				
Factor #1 + #2 (Luting x Storage)	69,58	2	34,7	2,63708	0,08077	3,16	0,028
	081		904			825	56
Within Groups	712,4	54	13,1				
	1123		928				
Total	1.499,	59	25,4				
	48869		1506				
Omega squared	0,476						
for combined effect	71						

Los resultados de Tukey HSD muestran la comparación entre cementos y demuestra que existe una diferencia significativa de adhesión (mayor a 0.05) entre todos los cementos estudiados, con una mayor diferencia entre SoloCem y Clearfil SA (tabla 6).

Tabla 6. Comparación entre grupos (cementos)

Tukey HSD				
<i>Groups</i>	<i>Differenc e</i>	<i>Test Statistic</i>	<i>p-value</i>	<i>Significant</i>
1 vs 2	-7,48	9,20976	0,0000	Yes
			2	
1 vs 3	-4,3445	5,34917	0,0011	Yes
			5	
2 vs 3	3,1355	3,86059	0,0228	Yes
			5	

Comparación entre grupos del factor 2 (Almacenamiento en agua vs Termociclado) aplicado a cada factor 1 (cementos)

Tabla 7. Factor 1 (Cemento) = 1

Tukey HSD				
<i>Groups</i>	<i>Differenc e</i>	<i>Test Statistic</i>	<i>p-value</i>	<i>Significant</i>

1 vs 2	-0,164	0,14278	0,9199 6	No
--------	--------	---------	-------------	----

Tabla 8. Factor 1 (Cemento) = 2

Tukey HSD				
<i>Groups</i>	<i>Differenc e</i>	<i>Test Statistic</i>	<i>p-value</i>	<i>Significant</i>
1 vs 2	-4,45	3,87428	0,0082 9	Yes

Tabla 9. Factor 1 (Cemento) = 3

Tukey HSD				
<i>Groups</i>	<i>Differenc e</i>	<i>Test Statistic</i>	<i>p-value</i>	<i>Significant</i>
1 vs 2	-4,971	4,32788	0,0033 9	Yes

Al comparar entre las pruebas de termociclado y almacenamiento en agua que se le realizaron a cada cemento, resalta que la diferencia fue significativa para Clearfil SA y Multilink con 0,008 y 0,003 respectivamente, contrario a SoloCem.

Comparación entre grupos del factor 1 (cementos) aplicado a cada factor 2 (Almacenamiento en agua vs Termociclado).

Tabla 10. Factor 2 (Almacenamiento) = En agua

Tukey HSD				
<i>Groups</i>	<i>Difference</i>	<i>Test</i>	<i>p-value</i>	<i>Significant</i>
	<i>e</i>	<i>Statistic</i>		
1 vs 2	-5,337	4,64653	0,00507	Yes
1 vs 3	-1,941	1,68988	0,4613	No
2 vs 3	3,396	2,95665	0,10135	No

Tabla 11. Factor 2 (Almacenamiento) = Termociclado

Tukey HSD				
<i>Groups</i>	<i>Difference</i>	<i>Test</i>	<i>p-value</i>	<i>Significant</i>
	<i>e</i>	<i>Statistic</i>		
1 vs 2	-9,623	8,37803	0,00002	Yes
1 vs 3	-6,748	5,87498	0,00035	Yes
2 vs 3	2,875	2,50305	0,18931	No

En cuanto al factor del almacenamiento en agua, no hay una diferencia significativa entre el cemento SoloCem y Multilink, así como entre Clearfil SA y

Multilink. A diferencia de lo que se mencionó anteriormente, sí hay una diferencia significativa entre SoloCem y Clearfil SA con un valor de 0.005.

En la prueba de termociclado hubo diferencia significativa entre los cementos SoloCem y Clearfil SA y SoloCem y Multilink, lo contrario fue entre Clearfil SA y Multilink.

Discusión

La contracción que se da al polimerizarse los materiales de composite es uno de los problemas más importantes, por lo tanto el desarrollo de nuevos materiales y la reducción de la contracción por polimerización de las resinas se estudian actualmente (25).

La longevidad clínica de la capa híbrida parece envolver ambos factores físicos y químicos. Los factores físicos como las fuerzas de masticación, saliva, expansiones y contracciones causadas por cambios en la temperatura de la cavidad oral se proponen como factores que afectan la estabilidad interfacial que resulta en varios patrones de degradación de fibras colágenas desprotegidas, elución de monómeros resinosos (probablemente debido a una polimerización subóptima) y una degradación de componentes resinosos (25).

Las áreas en la capa híbrida que no se polimerizan completamente pueden permitir que el agua difunda, lo cual puede afectar la fuerza de adhesión y comprometer la longevidad de las restauraciones adhesivas (25).

Todo lo anterior pudo afectar de manera importante los resultados de la investigación, por ejemplo expansiones y contracciones causadas por cambios en

la temperatura que suceden en el medio oral, lo cual se simula al pasar las muestras por el proceso de termociclado (25).

La aplicación de estrés mecánico cíclico puede utilizarse para simular condiciones fisiológicas y permitir a los investigadores examinar los efectos en las restauraciones. Este tipo de simulaciones pueden proveer información valiosa de la durabilidad de la adhesión dentinal, especialmente para los agentes nuevos que se introducen en el mercado. Por lo tanto, la investigación actual es de suma importancia para conocer las cualidades de distintos cementos. Como la capa híbrida se crea por una mezcla de matriz dentinorgánica, cristales residuales de hidroxiapatita, monómeros de resina y solventes, el envejecimiento puede afectar cada uno de los componentes de una manera diferente o puede resultar en combinaciones sinérgicas de un fenómeno de degradación en la capa híbrida (25).

Se describe la transición desde la nanofiltración inicial (pequeñas gotas de agua) hasta árboles de agua en las matrices resinosas adhesivas como una serie de eventos que inician con la sorción de agua tal y como se da después del envejecimiento de los especímenes de resina cementados, embebidos en agua. Se mostró que el movimiento del agua inicia como un mecanismo de difusión y se convierte en una vía de transporte más rápida conforme se generan canales de agua de mayor longitud. Movimientos similares de agua se generan en la capa adhesiva, que se pueden dar por los gradientes de presión osmótica debido a altas concentraciones de iones inorgánicos disueltos y monómeros de resina hidrofílicos, los cuales se ha mostrado que resultan en la formación de ampollas de agua sobre la capa adhesiva. Esta puede ser la razón por la cual en el presente

estudio, las muestras almacenadas en agua obtuvieron menores valores de adhesión en comparación con las que se expusieron al termociclado. En el almacenamiento en agua se obtuvo un valor de 6.5 MPa y en el termociclado 9.7 MPa (25).

Hashimoto *et al.* describieron dos patrones de degradación en la capa híbrida después de un año de almacenamiento en agua. Estos patrones de degradación incluyen la desorganización de fibras de colágeno e hidrólisis de la resina desde los espacios interfibrilares que se encuentran en la capa híbrida, lo cual subsecuentemente debilita la fuerza de adhesión entre resina y dentina (25).

La hidrólisis es un proceso químico que rompe el enlace covalente entre polímeros por medio de adición de agua a los enlaces tipo éster, lo cual ha demostrado que resulta en la pérdida de masa de resina. Esto se considera una de las principales razones de degradación de la resina junto con la capa híbrida y contribuye a la reducción de la fuerza de adhesión de los cementos sobre la dentina a través del tiempo, lo que coincide con la presente investigación ya que los tres cementos que se estudiaron presentaron valores menores después de almacenarse en agua (en incubadora), en comparación con los valores que se obtuvieron posteriormente al termociclado (25).

En el presente estudio se hace énfasis en que el cemento Clearfil SA contiene un monómero funcional, el MDP (10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) que contiene grupos fosfato en su estructura molecular e interactúa químicamente de una manera efectiva con la hidroxiapatita, lo cual pudo contribuir con la efectividad y la superioridad de la adhesión, como se demuestra

en la tabla 3 que da un valor de 11.7 MPa, en comparación con SoloCem (4.2 MPa) y Multilink (8.5 MPa). Además, en la misma tabla se demuestra que el cemento Clearfil SA aumentó su adhesión respecto al almacenamiento en agua, después de la prueba de termociclado (13.9) y es el mayor valor en general (25).

Según el autor Jung-Jin Lee, en el artículo *Evaluation Of Shear Bond Strength Between Dual Cure Resin Cement And Zirconia Ceramic After Thermocycling Treatment*, la fuerza de adhesión del cemento de resina Multilink disminuye después del termociclado, pasa de 17,71 MPa a 12.96 MPa, contrario a lo que se muestra en la presente investigación, ya que pasa de un valor de 6 MPa (posterior al almacenamiento en agua) a 11 MPa (26).

En el artículo *Effect Of Water Storage On The Fracture Toughness Of Dental Resin Cement Used For Zirconia Restoration*, el autor Bon-Wook Goo y col., exponen que se mantuvieron muestras de cemento Clearfil SA en almacenamiento con agua destilada a 37° C, por 30, 90 y 180 días. Se mantuvo un grupo control en el que el almacenamiento fue de un día (27).

El valor dado para el control de Clearfil SA fue de 2.58 MPa, el cual aumentó a 2.72 MPa después de su almacenamiento en agua destilada en promedio de los 30, 90 y 180 días, lo cual difiere con el presente estudio ya que en este caso, Clearfil SA pasó de 13.9 MPa (en la termocicladora) a 9.4 MPa (en agua).

Ozcan *et al.*, afirmaron que el termociclado es más efectivo que otros métodos para la simulación del envejecimiento de los composites y crea mayores

condiciones retadoras para las mismas. El proceso de termociclado se realiza con el objetivo de crear tensiones térmicas en la interface de adhesión por cambios térmicos en los baños de agua entre 5 y 55°C, la repetición de las alteraciones térmicas en este proceso debilita la unión entre la matriz de resina y el relleno del material (28).

Muchos factores en el termociclado pueden afectar la prueba de la fuerza de adhesión, como por ejemplo el establecimiento de la temperatura, tiempo de permanencia y número de ciclos. El parámetro más efectivo en este aspecto es el número de ciclos (28).

Los radicales libres en las resinas de composite son los responsables de la adhesión entre las diferentes capas de composite, estos radicales libres disminuyen el envejecimiento (28).

Kiomarsi *et al.*, mencionan que en su estudio 5000 ciclos térmicos no tienen un efecto significativo en la fuerza de adhesión del composite, sin embargo Ozcan *et al.* mostraron que la frecuencia de los ciclos térmicos disminuyó significativamente la fuerza de adhesión del composite (28).

Se menciona que la diferencia de los resultados entre un estudio y otro se puede deber a muchos factores, como diferencias en los tipos de resina utilizados, distintos métodos en el tratamiento de la superficie y diferentes condiciones establecidas para las pruebas (28).

Conclusiones

1. El cemento autoadhesivo de resina Clearfil SA mostró mejores resultados en la fuerza de adhesión al someterlo a fuerzas de cizallamiento, en comparación con los demás cementos estudiados: Multilink y SoloCem, en la prueba de termociclado.
2. Se determinó que al realizar las pruebas de almacenaje en agua (incubadora) por una semana, el cemento autoadhesivo de resina Clearfil SA mostró mejores resultados en la fuerza de adhesión en comparación con los otros dos cementos en estudio.
3. Se determinó que en el proceso de termociclado se obtuvieron valores mayores en la prueba de fuerza de cizallamiento en comparación con el almacenamiento en agua, para la mayoría de los cementos (Clearfil SA y Multilink).

Capítulo V Parte final

Bitácora

20 de marzo

- Asignación del tema “Estudio de la interface dentina-cementos autoadhesivos”

25 de marzo al 15 de abril de 2017

- Primera revisión bibliográfica de artículos para el proyecto de investigación

20 de abril al 1 de mayo de 2017

- Segunda revisión bibliográfica de artículos para el proyecto de investigación

4 de mayo de 2017

- Primera reunión de estudiantes para confección del marco teórico

12 de mayo de 2017

- Segunda reunión de estudiantes para confección del marco teórico

26 de mayo de 2017

- Tercera reunión de estudiantes para confección del marco teórico

1 de junio de 2017

- Adquisición de piezas dentales en la sección de Odontología del Hospital San Vicente de Paul, Heredia.

2 de junio de 2017

- Colocación de piezas dentales en hipoclorito de sodio (5.25 %) por 1 minuto y posteriormente en agua. Limpieza y desinfección de piezas dentales.

5 de junio

- Tercera revisión bibliográfica de artículos para el proyecto de investigación

16 de junio

- Cuarta reunión de estudiantes para confección del marco teórico.

28 de junio

- Revisión final de marco teórico por parte de las estudiantes.

3 de julio

- Envío de marco teórico a revisión.

7 de julio de 2017

- Inicio de la experimentación.
- Escogencia de piezas dentales.
- Inicio del corte transversal de las piezas dentales.

- Elaboración de cilindros de resina.

10 de julio del 2017

- Corte transversal de las piezas dentales.
- Lijado de todas las piezas dentales.
- Continuación en la elaboración de los cilindros de resina.

19 de julio del 2017

- Elaboración de los cubos de acrílico que contienen a las piezas dentales debidamente cortadas.

27 de julio del 2017

- Lijado de piezas dentales con sus respectivos cubos acrílicos con lijas números 360, 400 y 600.

16 de agosto del 2017

- Cementación de cilindros de resina a superficies dentinales.

29 de agosto del 2017

- Almacenamiento en agua (incubadora) de las muestras

7 de setiembre de 2017

- Prueba de cizalla de las muestras.

14 de setiembre de 2017

- Cementación de cilindros de resina a superficies dentinales e inicio de pruebas de termociclado.

28 de setiembre de 2017

- Pruebas de cizalla de las muestras.

5 de octubre del 2017

- Elaboración de estadísticas y resultados con el programa Stat Plus 6.2.

14 de octubre del 2017

- Discusión de los resultados.

25 de octubre de 2017

- Finalización del trabajo escrito.

Cronograma de actividades del seminario

Fecha	Actividad	Recursos	Responsables	Evaluación del Director	Evaluación del grupo
20 de marzo	Asignación del tema "Estudio de la interface				

	dentina- cementos autoadhesivo s”				
25 de marzo al 15 de abril de 2017	Primera revisión bibliográfica de artículos para el proyecto de investigación	Bases de Datos del SIBDI	de del	Fiorella Gómez y Carolina Solano	
20 de abril al 1 de mayo de 2017	Segunda revisión bibliográfica de artículos para el proyecto de investigación	Bases de Datos del SIBDI	de del	Fiorella Gómez y Carolina Solano	
4 de mayo de 2017	Primera reunión de estudiantes para confección	Bases de Datos del SIBDI	de del	Fiorella Gómez y Carolina Solano	

	del marco teórico				
12 de mayo de 2017	Segunda reunión de estudiantes para confección del marco teórico	Bases de Datos del SIBDI	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
26 de mayo de 2017	Tercera reunión de estudiantes para confección del marco teórico	Bases de Datos del SIBDI	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
1 de junio de 2017	Adquisición de piezas dentales	Sección de Odontología del Hospital San Vicente de Paul, Heredia.	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
2 de	Limpieza y	Piezas	Fiorella		

junio de 2017	desinfección de piezas dentales.	dentales, Hipoclorito de Sodio al 5.25 %	Gómez y Carolina Solano		
5 de junio	Tercera revisión bibliográfica de artículos para el proyecto de investigación	Bases de Datos de SIBDI	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
16 de junio	Cuarta reunión de estudiantes para confección del marco teórico.	Bases de Datos de SIBDI	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
28 de junio	Revisión final de marco teórico por parte de las estudiantes	Bases de Datos de SIBDI	Fiorella Gómez y Carolina Solano		

3 de julio	Envío de marco teórico para revisión		Fiorella Gómez y Carolina Solano		
7 de julio	Inicio de la experimentación. Escogencia de piezas dentales. Inicio del corte transversal de las piezas dentales. Elaboración de cilindros de resina.	Laboratorio de investigación en la Facultad de Odontología. Piezas dentales, máquina IsoMet 1000 (Precision Saw), resina Renamel (Cosmedent), molde de la marca Ultradent, lámparas de fotocurado	Fiorella Gómez y Carolina Solano		

		Gnatus y Benlioğlu LEDMAX 550,			
10 de julio	Corte transversal de las piezas dentales. Lijado de todas las piezas dentales. Continuación en la elaboración de los cilindros de resina.	Piezas dentales, máquina IsoMet 1000 (Precision Saw),	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
19 de julio del 2017	Elaboración de los cubos de acrílico que	Acrílico y moldes.	Fiorella Gómez y Carolina Solano		

	contienen a las piezas dentales debidamente cortadas.				
27 de julio del 2017	Lijado de piezas dentales con sus respectivos cubos acrílicos	Lijas números 360, 400 y 600.	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
16 de agosto del 2017	Cementación de cilindros de resina a superficies dentinales	Cementos autoadhesivos Clearfil SA, Multilink y SoloCem. Lámparas de fotocurado.	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
29 de agosto del 2017	Almacenamiento en agua (incubadora) de las	Cámara incubadora VWR S/P By SHELDON	Fiorella Gómez y Carolina Solano		

	muestras	MFG., INC.			
7 de setiembre de 2017	Prueba de cizalla de las muestras.	Máquina de pruebas universal marca Tinius Olsen, modelo H10K-S	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
14 de setiembre de 2017	Cementación de cilindros de resina a superficies dentinales e inicio de pruebas de termociclado.	Muestras del estudio, agentes cementantes autoadhesivos SoloCem, Clearfil SA y Multilink, lámparas de fotocurado. Máquina de termociclado Microprocessor Control MPC marca	Fiorella Gómez y Carolina Solano		

		Huber.			
28 de setiembre de 2017	Pruebas de cizalla de las muestras.	Máquina de pruebas universal marca Tinius Olsen, modelo H10K-S	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
5 de octubre de 2017	Elaboración de estadísticas y resultados	Con el programa Stat Plus 6.2	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
14 de octubre de 2017	Discusión de los resultados	Base de datos de SIBDI	Fiorella Gómez y Carolina Solano		
25 de octubre	Finalización del trabajo escrito		Fiorella Gómez y Carolina Solano		

Referencias bibliográficas

1. Pameijer C. 2012. A Review of Luting Cements. International Journal of Dentistry. 1-7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1155/2012/752861>
2. Meerbeek V, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. 1998. The Clinical Performance of Adhesives. Journal of Dentistry. 26(1): 1-20. Disponible en: [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00070-X](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00070-X)
3. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitvein A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. 2005. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue. Journal of Dental Research. 84(2): 118-132. Disponible en: <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/154405910508400204>
4. Guo J, Lei, Yang H, Zhang Y, Zhao S, Huang C. 2017. Dimethyl Sulfoxide Wet-Bonding Technique May Improve The Quality of Dentin Bonding. Journal of Adhesive Dentistry. 19: 229-237. Disponible en: <http://jad.quintessenz.de/index.php?doc=abstract&abstractID=38438/>
5. Henostroza G, Borgia E, Busato A, Carvalho R. 2003. Adhesión en Odontología. Adhesión en Odontología Restauradora. 20: 13-21.
6. Margvelashvili M, Goracci C, Beloica M, Papacchini F, Ferrari M. 2010. In Vitro Evaluation of Bonding Effectiveness to Dentin of All-In-One Adhesives. Journal of

Dentistry. 38(2): 106-112. Disponible
en: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.09.008>

7. Ilie N, Simon A. 2012. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. Springer. 16: 505-512. Disponible en: <http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr:2048/ehost/detail/detail?vid=2&sid=dba58fb3-dcff-4622-9ee2-39f232478288%40sessionmgr120&bdata=JnNpdGU9ZWZWhvc3QtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=21350865&db=mnh>

8. Benetti P, Vilas V, Rocha C, Pagani C. 2011. Bonding Efficacy of new Self-etching, Self-adhesive Dual-curing Resin Cements to Dental Enamel. The Journal of Adhesive Dentistry. 13: 231-234. Disponible en: <http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr:2048/ehost/detail/detail?vid=4&sid=dba58fb3-dcff-4622-9ee2-39f232478288%40sessionmgr120&bdata=JnNpdGU9ZWZWhvc3QtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=21734955&db=mnh>

9. McLean J. 1996. Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. Restorative Dentistry. 27 (10): 659-667. Disponible en: <http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr:2048/ehost/detail/detail?vid=6&sid=dba58fb3-dcff-4622-9ee2-39f232478288%40sessionmgr120&bdata=JnNpdGU9ZWZWhvc3QtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=9180401&db=mnh>

10. Swift E, Perdigao J, Heymann H. 1995. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintessence International. 26 (2): 95-110.

Disponibile

en: <http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr:2048/ehost/detail/detail?vid=8&sid=dba58fb3-dcff-4622-9ee2-39f232478288>

[%40sessionmgr120&bdata=JnNpdGU9ZWZWhvc3QtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=7568728&db=mnh](http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr:2048/ehost/detail/detail?vid=8&sid=dba58fb3-dcff-4622-9ee2-39f232478288)

11. Genc O, Eligüzeloğlu E, Deniz H, Ömürlü H, Eskitaşçıoğlu G. 2016. HPLC analysis of monomers eluted from self-adhesive resin cements. Acta Odontológica Turcica. 33(3): 109-14. Disponible en: <http://dx.doi.org./10.17214/aot.85670>.

12. Dabsie F, Grégoire G, Sharrock P. 2012. Critical Surface Energy of Composite Cement Containing MDP (10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate) and Chemical Bonding to Hydroxyapatite. Journal of Biomaterials Science. 23. 542-554. Disponible

en: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/092050611x554480>

13. Ferhan Egilmez, Gulfem Ergun, Isil Cekic-Nagas, Pekka K, Vallittu & Lippo V, J Lassila. 2013. Bond strength of self-adhesive resin cements to dentin after antibacterial and chelating solution treatment. Acta Odontologica Scandinavica. 71 (1): 22-31. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3109/00016357.2011.645215>

14. Walker M, Wang Y, Spencer P. 2002. Morphological and Chemical Characterization of the dentin/resin cement interface produced with a self-etching primer. The Journal of Adhesive Dentistry. 4 (3): 181-189. Disponible en: <http://eds.b.ebscohost.com>

15. Hipólito V, Da Cunha Azevedo L, Piveta F, Sérgio W, Anauate-Netto C, Bruschi R, Perlatti A. 2014. Effect of dentinal surface preparation on the bonding of self-adhesive luting cements. *Journal of Adhesion Science and Tecnology*. 28 (19): 1907-1924. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1080/01694243.2014.926850>
16. Aschenbrenner C, Lang R, Handel G, Behr M. 2011. Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self adhesive resin cements. Springer-Verlag. 16: 191-200. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00784-010-0501-z>
17. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Ozcan M. 2013. Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch and-rinse technique. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 5(2): 26-33. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.226>
18. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z., Ferrari, M. 2008. Self adhesive resin cements: A clinical review. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 10: 251-258. Disponible en: <http://eds.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr>
19. Kyung, Y., Ki Min, B., Sik Son, J., Kim, K., Kwon, T. 2014. Influence of different drying methods on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Acta Odontológica Scandinavica*. 72:8. 954-962. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3109/00016357.2014.926020>
20. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z., Ferrari. 2008. Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 10. 251-258. Disponible en: <http://eds.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr>

21. Lawaf, S., Jalalian, E., Roshan, R., Azizi, A. 2016. Effect of GLUMA desensitizer on the retention of full metal crowns cemented with Rely X U200 self-adhesive cement. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8. 404-410. Disponible en: <http://doi.org/10.4047/jap.2016.8.5.404>
22. Zorzin, J., Wagner, A., Petschelt, A., Lohbauer, U. 2014. Self-adhesive Resin Cements: Adhesive Performance to Indirect Restorative Ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 16(6). 541-546. Obtenido el día 2 de mayo de 2017 desde <http://eds.b.ebscohost.com.ezproxy.sibdi.ucr.ac.cr>
23. Fuentes, F. 2004. Propiedades Mecánicas de la Dentina Humana. *Avances en Odontoestomatología*. 20(2): 79-83. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852004000200003
24. Koodaryan, R., Hafezeqoran, A., Khakpour, A. 2017. The effect of resin cement type and cleaning method on the shear bond strength of resin cements for recementing restorations. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 9:110-117. Disponible en: <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.2.110>
25. Cetin A, Unlu N, Cebe M. 2013. Effects of aging on the bond strength of self-etching adhesives and resin luting cements. *Journal of Dental Sciences*. 8: 61-67. Disponible en: [http://www.e-jds.com/article/S1991-7902\(12\)00166-3/fulltext](http://www.e-jds.com/article/S1991-7902(12)00166-3/fulltext)
26. Lee J, Kang C, Oh J, Seo J, Park J. 2015. Evaluation of shear bond strength between dual cure resin cement and zirconia ceramic after thermocycling treatment. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 7:1-7. Disponible en: <https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2015.7.1.1>

27. Bon-Wook G, Sung-Hun K, Jai-Bong L. 2015. Effect of Water Storage on the Fracture Toughness of Dental Resin Cement Used for Zirconia Restoration. J Korean Academy of Prosthodontics. 52:312-6. Disponible en:

<http://dx.doi.org/10.4047/jkap.2014.52.4.312>

28. Kiomarsi N, Saburian P. 2017. Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite. Journal of Clinical and Experimental Dentistry. 9(8): e945–e951. Disponible en:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5601109/>

Anexos

Resultados Incubadora

Tabla 12. Cemento utilizado SOLOCEM (valores en KGF)

Cilindro	Muestra resina 1	Muestra resina 2
1	2.65	2.62
2	0.71	1.90
3	0.51	0.19
4	0.44	1.46
5	1.94	0.85

Tabla 13. Cemento utilizado CLEARFIL SA (valores en KGF)

Cilindro	Muestra resina 1	Muestra resina 2
1	10.88	4.01
2	1.73	3.67
3	1.56	1.60
4	2.67	3.70
5	0.24	0.30

Tabla 14. Cemento utilizado MULTILINK (valores en KGF)

Cilindro	Muestra resina 1	Muestra resina 2
1	1.09	1.12
2	2.24	2.18
3	1.46	2.41
4	1.97	3.20
5	2.21	1.60

Resultados Termociclado

Tabla 15. Cemento utilizado SOLOCEM (valores en KGF)

Cilindro	Muestra resina 1	Muestra resina 2
1	0.54	1.33
2	1.65	1.22
3	1.22	2.96
4	0.37	0.51
5	1.50	2.49

Tabla 16. Cemento utilizado CLEARFIL SA (valores en KGF)

Cilindro	Muestra resina 1	Muestra resina 2
1	6.80	4.28
2	6.53	2.92
3	1.26	0.68
4	2.52	4.08
5	6.43	2.11

Tabla 17. Cemento utilizado MULTILINK (valores en KGF)

Cilindro	Muestra resina 1	Muestra resina 2
1	5.10	3.16
2	5.23	2.96
3	2.11	3.50
4	1.12	3.43
5	4.25	0.54