



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“MEDIOS CEMENTANTES DE
AUTOGRABADO: ESTUDIO IN VITRO DE LA
RESISTENCIA ADHESIVA, ESPESOR DE
PELÍCULA Y CAPACIDAD DE SELLADO”**

TESISTA:

OD. JULIO SEBASTIÁN CHÁVEZ LOZADA.

DIRECTOR:

PROF. DRA. MARÍA DEL CARMEN URQUÍA MORALES

CÓRDOBA, 2016



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE ODONTOLÓGIA
ESCUELA DE POSGRADO

**TRABAJO DE TESIS PARA OPTAR AL TITULO DE DOCTOR
EN ODONTOLÓGIA**

*“MEDIOS CEMENTANTES DE AUTOGRABADO:
ESTUDIO IN VITRO DE LA RESISTENCIA ADHESIVA,
ESPESOR DE PELÍCULA Y CAPACIDAD DE SELLADO”.*

TESISTA

OD. JULIO SEBASTIÁN CHÁVEZ LOZADA.

DIRECTOR

PROF. DRA. MARÍA DEL CARMEN URQUÍA MORALES.

CÓRDOBA, 2016



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE POSGRADO

Comisión de tesis

Prof. Dra. Mirta Spadilero de Lutri.

Prof. Dra. Silvia Urreta.

Prof. Dr. Ing. Carlos Oldani.

Evaluador externo.

Prof. Dra. Andrea Kaplan.



DEDICATORIA.

A mi querida abuela Carmen que en algún lado estará orgullosa de su nieto.

A mi mujer Lilita, por su amor incondicional.

A mis hijos Salvador, Olivia y Tomás que son lo mejor que me paso en la vida.

A mi tío Santiago Lozada que siempre me apoyó y confió en mí.

A mi Madre y mi Hermana por estar siempre presentes.



AGRADECIMIENTOS

- A mi directora de tesis Prof. Dra. María del Carmen Urquía Morales, por su apoyo incondicional, por su amistad, por su estímulo constante para mi superación en lo odontológico y en la vida.
- A la comisión de tesis Prof. Dra. Mirta Spadiliero de Lutri, Prof. Dra. Silvia Urreta, Prof. Dr. Carlos Oldani, Prof. Dra. Andrea Kaplan por sus valiosos aportes para enriquecer este trabajo.
- A Eduardo Rúderman por su generosidad y dedicación en la confección de las piezas protéticas que hicieron posible la realización de los distintos estudios.
- Al Dr. Ricardo Cabral y al Área de Biología Odontológica de la Facultad de Odontología, UNC, por su apoyo y asesoramiento.
- A la Dra. Andrea Kaplan y al personal de la Cátedra de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la UBA, por facilitarnos el acceso a la aparatología específica y por su asesoramiento para la realización de los distintos ítems de esta investigación.
- A la Dra. Vivian Zahra por su importante aporte y colaboración en lo inherente a espesor de película.
- A mis compañeras de la Cátedra de Operatoria IB por su apoyo y solidaridad.
- Y a todas las personas que de una u otra forma me expresaron su apoyo y estímulo para la concreción de este trabajo.



ÍNDICE



ÍNDICE DE CONTENIDOS.

Resumen	7
Abstract	9
Introducción	11
Marco teórico	17
Objetivos	40
<i>Objetivo General</i>	41
<i>Objetivos Específicos</i>	41
Materiales y Métodos	42
<i>Resistencia Adhesiva</i>	45
<i>Espesor de Película</i>	55
<i>Filtración Marginal</i>	60
Resultados	68
<i>Resistencia Adhesiva</i>	69
<i>Espesor de Película</i>	73
<i>Filtración Marginal</i>	76
Discusión	83
Conclusiones	98
Referencias Bibliográficas	101



RESUMEN

Las restauraciones indirectas deben ser fijadas a las estructuras dentarias por medio de agentes cementantes, para evitar su desprendimiento y mantener un adecuado sellado marginal que garantice su permanencia en la cavidad bucal. Hace unos años han sido introducidos en el mercado odontológico cementos resinosos denominados autoacondicionantes o autoadhesivos ya que según los fabricantes no es necesario el tratamiento previo del sustrato dentario, disminuyendo de esta manera el tiempo clínico. El **objetivo** de este trabajo fue evaluar la resistencia adhesiva, espesor de película y sellado marginal de cuatro cementos de autograbado comparándolos con un cemento de resina convencional. **Materiales y métodos:** Los cementos experimentales fueron divididos en cinco grupos. GRUPO 1: RelyX U100 (3M/ESPE), GRUPO 2: Bis Cem (Bisco), GRUPO 3: Max Cem (Kerr), GRUPO 4: seT PP (SDI) y GRUPO 5: RelyX ARC (3M/ESPE), control. Para estudiar la resistencia adhesiva se utilizaron 75 terceros molares humanos de los cuales se obtuvieron superficies de dentina a las que se cementaron cilindros de cerámica (Empress 2, Ivoclar Vivadent) con los distintos materiales experimentales aplicando una carga de 25N. Los especímenes fueron montados en una máquina de ensayos universal para evaluar la resistencia adhesiva al corte, esta evaluación se realizó a los 7, 14 y 21 días. En cuanto al espesor de película los distintos cementos se colocaron entre dos superficies de vidrio, se aplicó una carga de 25N durante un minuto y se esperó un tiempo de 1, 3 y 6 minutos posteriores a la mezcla para realizar la lectura del espesor de película mediante un micrómetro digital. Finalmente para el estudio de la adaptación marginal se utilizaron 25 premolares superiores donde se realizaron preparaciones cavitarias oclusales. Las muestras fueron distribuidas aleatoriamente en 5 grupos, posteriormente se confeccionaron incrustaciones de cerámica (Cergo Kiss, Degusa, Germany), que fueron fijadas a las



cavidades mediante los distintos cementos resinosos. Se realizó ciclaje térmico 300 ciclos entre 5°C y 55°C con una duración 1 minuto por ciclo. Luego, fueron sumergidas en una solución colorante de azul de metileno al 2 % durante 24 hs, a 37°C, enjuagadas y posteriormente cortadas en sentido longitudinal V-L y pulidas sobre discos rotatorios de carburo de Silicio de granulometría decreciente, la microfiltración se registró de dos maneras: por medio de una escala del 0 al 3 de acuerdo a la penetración del colorante en la interface diente restauración. También se realizaron mediciones en milímetros (mm) de la penetración del colorante, para lo cual las superficies fueron escaneadas y medidas por medio de un software para morfometría. **Resultados:** En cuanto a la resistencia adhesiva el mayor valor lo presentó el grupo 5, control (15,52 MPa); seguido en orden decreciente por RelyX U100 (10,80 MPa), Bis Cem (6,36 MPa), MaxCem (5,45 MPa) y seT PP (3,17 MPa.). Al minuto el menor espesor de película correspondió a RelyX ARC (14 μm), seguido por RelyX U100 (17 μm), BisCem, Maxcem y seT PP(19 μm). A los 3 minutos el grupo 5 (control) presentó el menor espesor (19 μm), seguido por el grupo 1 (21 μm), grupo 3 (25 μm), grupo 2 (29 μm), y grupo 4 (31 μm). A los 6 minutos el grupo 4 mostró el menor valor con 34 μm , seguido por grupo 1 (38 μm), grupo 5 (40 μm), grupo 2 (41 μm) y grupo 3 (42 μm). En relación a la filtración marginal los valores medios obtenidos fueron: RelyX U100 (0.93mm), BisCem (3.43 mm), MaxCem (3.97 mm), seT PP (4.39 mm) y RelyX ARC (0.15mm). **Conclusiones:** los cementos de autograbado presentaron menores valores de resistencia adhesiva que el cemento de resina convencional, presentaron un adecuado espesor de película siempre que se los maneje dentro de los seis minutos de finalizada la mezcla. Con respecto a la filtración marginal el cemento RelyX U100 no presentó diferencias significativas con el grupo control, pero sí con el resto de los cementos evaluados.



ABSTRACT

Indirect restorations should be fixed to dental structures by luting agents to prevent detachment and to maintain an adequate marginal seal that will ensure that the restorations last inside the mouth. Resin cements introduced into the dental-medicine market in recent years are self-conditioning or self-adhesive, according to manufacturers previous treatment of tooth substrate is not necessary which diminishes clinical time. The **aim** of this study was to evaluate the adhesive strength, film thickness and marginal seal of four self-etching resin cements and to compare them with conventional resin cement. **Materials and Methods:** The experimental cements were divided into five groups. GROUP 1: RelyX U100 (3M/ESPE), GROUP 2: BisCem (Bisco), GROUP 3: MaxCem (Kerr), GROUP 4: seT PP (SDI) and GROUP 5: RelyX ARC (3M/ESPE) as control. To study the adhesive strength, 75 third human molars were used to obtain dentin surfaces. Ceramic cylinders (Empress 2, Ivoclar Vivadent) were cemented to them with the different experimental materials by applying a 25N load. The specimens were mounted in a universal testing machine to evaluate the adhesive resistance to the cutting; this test was performed after 7, 14 and 21 days.

Regarding the film thickness, the different cements were placed between two glass slides and a 25N load was applied for 1 minute. The film thickness of each sample was measured using a digital micrometer 1, 3 and 6 minutes after mixing. Finally, 25 upper premolars were used for the marginal adaptation test, occlusal cavitory preparations were performed. The samples were randomly distributed into 5 groups, after which ceramic inlays (Cergo Kiss, Degusa, Germany) were made and fixed to cavities by the different resin cements. A thermal cycling of 300 cycles between 5°C and 55°C with a 1 minute duration were made. The samples were immersed in a 2% Methylene blue solution for 24 hours at 37°C. Consequently, were rinsed, cut in vestibular-lingual



longitude sense and polished with carbide Si decreasing granulometry discs. The microleakage was registered in two different ways. By a scale from 0 to 3 regarding to the penetration of the colorant in the tooth-restoration interface. And by a measurement in millimeters of the colorant penetration. For which the surfaces were scanned and measured using a software for morphometry.

Results: according to the the adhesive strength, the high value was group 5, control (15,52 MPa), followed in decreasing order by RelyX U100 (10,80 MPa), BisCem (6,36 mPa), MaxCem (5,45 MPa) y seT PP (3,17 MPa.). At the 1 minute the thinnest thickness film was RelyX ARC (14 μm), followed by RelyX U100 (17 μm), BisCem, Maxcem y seT PP (19 μm). At the 3 minutes, group 5 (control) showed the thinnest thickness film (19 μm), followed by group 1 (21 μm), group 3 (25 μm), group 2 (29 μm), and group 4 (31 μm). At the 6 minutes, group 4 showed the lowest value with 34 μm , followed by group 1 (38 μm), group 5 (40 μm), group 2 (41 μm) y group 3 (42 μm). In respect of marginal seal, the mean values were RelyX U100 (0.93mm), BisCem (3.43 mm), MaxCem (3.97 mm), seT PP (4.39 mm) y RelyX ARC (0.15mm).

Conclusions: self-etching resin cements showed lower values of adhesive strength, compare to conventional resin cements. Film thickness of selft-etching resin cements was acceptable as long as they were used between the 6 minutes after mixing time. According to marginal seal no significative differences were showed between RelyX U100 and control group, however there was differences with the rest of testing cements.



INTRODUCCIÓN.



INTRODUCCIÓN

Cuando por diversas causas los elementos dentarios han perdido su integridad estructural, funcional y/o estética, surgen como alternativa la restauración de los mismos mediante materiales plásticos o de inserción rígida.

Son conocidas las limitaciones que poseen los materiales de inserción plástica ante casos de gran pérdida de estructura dentaria, siendo las restauraciones rígidas coronarias, parciales o totales (metálicas o estéticas), las indicadas para estas situaciones clínicas.

Las restauraciones rígidas deben ser fijadas a las estructuras dentarias, por medio de Agentes o Medios Cementantes, para evitar su desprendimiento y mantener un adecuado sellado marginal que garantice su permanencia en la cavidad bucal (Bertacchini, 2002).

A pesar de las ventajas de las restauraciones rígidas (resistencia a la abrasión, resistencia a las fracturas, control de polimerización, adecuada anatomía en contornos y relación de contacto (Hikita, 2007)), la unión a la estructura dentaria es aún un desafío debido a que este tipo de restauraciones duplica la interface adhesiva, una hacia la superficie del diente y la otra hacia la superficie de la restauración.

El requerimiento estético de la sociedad motivó a las empresas de productos odontológicos al desarrollo de materiales restauradores libres de metal, tales como incrustaciones, carillas o coronas de porcelana o resinas compuestas (Bertoldi Hepburn, 2012).

La posibilidad de devolver a cada pieza no solamente su forma y función sino también una armonía óptica entre restauración-diente remanente, sumada a las características de su integración, hacen de las incrustaciones estéticas una alternativa válida a las restauraciones plásticas o metálicas coladas, cuando la destrucción de tejidos dentarios es significativa y excede el tercio de



la distancia intercuspidea (Barrancos Mooney, 2015). Las preparaciones realizadas para estas restauraciones son más conservadoras y los materiales de fijación apuntan básicamente a aumentar la resistencia de adhesión a los distintos sustratos, es decir no se trata solo de seleccionar un material de características adhesivas sino también de preparar correctamente los sustratos a adherir (Frankerberger, 1999).

Para la fijación de restauraciones rígidas se deben generar distintos mecanismos que aseguren retención, tales como la creación de superficies que se opongan y posean íntimo acercamiento logrando fricción. Ese contacto se debe mejorar con la interposición de un líquido, que a su vez debe endurecer por algún mecanismo químico o físico, denominado medio cementante (Macchi, 2007)

La retención de una restauración se incrementa cuando existe mayor cantidad de superficies en oposición, mayor acercamiento entre las partes y mejor rendimiento del cemento en cuanto a sus propiedades mecánicas y eventual capacidad de lograr adhesión (entiéndase a la adhesión como uniones micromecánicas y/o químicas entre el líquido y las partes puestas en contacto) (Bertoldi Hepburn, 2007).

Es muy importante la correcta selección y el uso adecuado del medio cementante, ya que muchas ventajas de este tipo de materiales se pierden al utilizar un sistema de fijación erróneo (Ferracane, 2011).

La fijación de restauraciones rígidas se puede realizar con cementos convencionales (cementos de fosfato de zinc o policarboxilato de zinc) o cementos adhesivos (cementos a base de resinas o cementos de ionómeros vítreos).

Los cementos adhesivos a base de resinas son los indicados para las restauraciones libres de metal debido a sus principales ventajas:

- Integración diente-restauración a través del tratamiento de las distintas superficies, dentaria y no dentaria (cerámica o resina).
- Baja solubilidad en los fluidos bucales.



- Alta resistencia a la compresión y a la flexión.
- Buena resistencia a la abrasión.
- Buena estética y translucidez.

Como desventajas pueden enumerarse las siguientes:

- Alta sensibilidad técnica.
- Capa inhibida de oxígeno.
- Contracción de polimerización.
- Inhibición de la polimerización por sustancias fenólicas
- Dificultad de remoción de excesos una vez endurecidos.

Estos cementos resinosos pueden ser:

- a) Autopolimerizables o de polimerización química
- b) Fotopolimerizables o de polimerización física.
- c) De polimerización dual, muy utilizados para la fijación de incrustaciones estéticas, la mayor parte de la polimerización se produce por la luz y en aquellas zonas donde la luz no llega, la polimerización es química.

Las restauraciones que pueden ser fijadas a los elementos dentarios con este tipo de cementos son:

- Coronas, puentes o incrustaciones de metal o porcelanas sobre metal.
- Puentes Maryland.
- Coronas o incrustaciones totalmente cerámicas o de composite.
- Carillas de cerámica o de composite.

Los cementos de resina no son adhesivos por sí mismos sino que necesitan complementarse con tratamientos de la superficie dentaria por un lado y de la superficie de la restauración por el otro (Bertacchini, 2002). Sobre los tejidos dentarios se deberá realizar un acondicionamiento ácido y posteriormente la colocación de un sistema adhesivo que se unirá por un lado en forma



micromecánica al elemento dentario y por el otro químicamente con el medio cementante (De Munk, 2004; Hikita, 2007). Este acondicionamiento ácido se puede realizar en forma independiente con ácido fosfórico al 37% (Buonocore, 1955) o por medio de sistemas adhesivos autograbantes de sexta o séptima generación que contienen monómeros acídicos en su composición. Por otro lado las superficies no dentarias también deben ser acondicionadas para la cementación adhesiva a los fines de crear microretenciones que favorezcan la unión micromecánica con los medios cementantes (Hikita, 2007; Ferracane, 2011).

Otro factor muy importante a considerar, es el espesor de película de estos cementos, para lograr una restauración rígida sin alteraciones en su asentamiento y con ello evitar desadaptación marginal y alteraciones en su ubicación en dirección oclusal. Si el espesor de cemento es el adecuado (menor a 50 μm) (ANSI/ADA, 2000) y se aplica un volumen apropiado de material, disminuye la necesidad de crear vías de escape y el asentamiento de la restauración es óptimo, la adaptación marginal mejora, se expone menos el cemento a los fluidos orales y se minimiza el estrés de contracción durante la polimerización reduciendo la interface (Van der Vyver, 1998; Zahra, 2007). El espesor de película puede afectar directamente el éxito clínico a largo plazo de las restauraciones cementadas. Han sido analizados varios factores que pueden modificarlo, entre ellos pueden citarse los fenómenos físicos de superficie, las interacciones químicas entre los materiales y la estructura dentaria, la presión ejercida al asentar la restauración, la manipulación de los distintos materiales, los espacios muertos presentes en la restauración, el tiempo transcurrido entre la mezcla y el asentamiento de la restauración rígida (Kious, 2009; Han, 2007; Macchi, 2007; Zahra, 2003.). Por ende cuando se desea fijar una restauración, deberán considerarse durante la técnica de cementado, tanto la intensidad como la duración de la fuerza de asentamiento de la estructura a adherir. Es recomendable ejercer una elevada presión que deberá mantenerse hasta completar el endurecimiento del material, así como



una manipulación rápida y cuidadosa para obtener las mejores propiedades físicas, químicas y mecánicas de los agentes cementantes (Zahra, 2003).

Los cementos resinosos basan su composición en una matriz de resina del tipo Bis-GMA, UDMA, TEGDMA con un relleno inorgánico de refuerzo de vidrio, circonio, sílice o silicatos que para la mayoría de los cementos, varía entre un 50 % y 70 % en peso (Ferracane, 2011).

El ajuste marginal óptimo es muy importante para la supervivencia de la restauración en boca. Un inadecuado ajuste entre la corona o incrustación y el diente expone al cemento ante el medio oral favoreciendo su disolución. (Moraes, 2011, Uludag, 2014).

El ingreso de bacterias a través de estos espacios, generan caries que pueden llegar hasta la pulpa iniciándose una hipersensibilidad pulpar y continuando con la necrosis de la misma (Urquía Morales, 2001). Esta relación entre caries y apertura marginal no está claramente demostrada.

Otra complicación es la enfermedad de los tejidos gingivales y periodontales. Los defectos marginales como la terminación supragingival o subgingival, favorece el acúmulo de placa bacteriana, ya que no facilita la limpieza oral (White, 1993).

Hace unos años han sido introducidos al mercado odontológico cementos resinosos adhesivos de auto grabado que no requieren del tratamiento de la estructura dentaria, donde se incorporaron monómeros con grupos de ácido fosfórico (metacrilatos fosforados) cuya acidez permite la desmineralización del tejido dentario y la adhesión (Ferracane, 2011; Viotti, 2009; De Munk, 2004). Esto se traduce en simplicidad de la técnica y ahorro de tiempo operatorio para el procedimiento adhesivo (Goracci, 2006; Hikita, 2007).

El progreso en el campo de la investigación, el desarrollo tecnológico y la aparición de una gran variedad de cementos adhesivos autograbantes, motivó la realización del presente trabajo a fin de determinar si reúnen las propiedades deseables de los medios cementantes.



MARCO TEÓRICO.



EVOLUCIÓN HISTÓRICA.

A. CEMENTOS CONVENCIONALES

En el siglo XVIII, Jacques Guilleaume hizo las primeras referencias de los cementos como materiales de restauración, denominándolos como rellenos de dientes vacíos. Ya en el año 1796 Friedrich Hirsch, utilizó una pasta a base de piedra con el mismo fin.

En general, los cementos odontológicos son materiales que presentan una reacción química de fraguado con alteración de su estado físico, de fluido y moldeable hasta un estado en el cual el material se encuentra rígido. Su función es promover la retención de la superficie interna de restauraciones indirectas a las irregularidades de la estructura dental, protegiendo los márgenes de la estructura dental remanente, de la microfiltración de fluidos orales y/o de bacterias (Burke, 2005).

Los cementos a base de agua comprenden el grupo de materiales formados por los cementos a base de fosfato de zinc, cementos a base de policarboxilato de zinc y los cementos de ionómero de vidrio. Estos materiales utilizan el agua para iniciar una reacción del tipo ácido-base, resultando en el fraguado del material.

Hacia el año 1850 el único cemento comercialmente disponible era el **cemento óxido de zinc y eugenol (ZOE)** (Fig. 1). Este cemento a lo largo de su evolución, consiguió mejorar sus propiedades de retención mecánica reforzando su composición con alúmina, polimetil-metacrilato, ácido orto-etoxibenzoico (EBA). Los cementos ZOE demostraron menos irritación pulpar, sin embargo son muy solubles en ambiente clínico. Una de las principales indicaciones actualmente de este material es el cementado provisional.

El cemento de **Fosfato de Zinc** (Fig. 2) apareció en el año 1877. Se utiliza con mucho éxito para la cementación de coronas coladas de metal. Se caracteriza por presentar una retención de tipo mecánico y a pesar que es un



cemento muy utilizado no ha mejorado los problemas de sensibilidad pulpar. (Palma, 2002; Toledano, 2003.)

Fue el primer material fabricado y comercializado para el cementado de prótesis, siendo por más de un siglo el material más popular para la fijación de piezas protésicas (Attar, 2003). Estos cementos están esencialmente formados por un polvo, con 90% de ZnO (óxido de zinc) y 10% de MgO (óxido de magnesio), un líquido compuesto de ácido fosfórico, agua y fosfato de alúmina. El fraguado del cemento, por medio de una reacción de ácido-base, ocurre entre el polvo y el líquido, haciendo que el material resista a las tensiones masticatorias.

Un gran factor limitante del fosfato de zinc es su elevada solubilidad a los fluidos orales y la ausencia de adhesión química a las estructuras dentales (Rosentiel, 1998). La retención final de la prótesis ocurre por medio del rellenado de las irregularidades microscópicas de la superficie interna de la pieza protésica y de la superficie del diente, es decir, retención mecánica.

Hacia la década de los 60 se inició el uso de los cementos de **policarboxilato de zinc** (Fig. 3). Su presencia supuso una novedad dentro de los materiales dentales por su capacidad de adherirse al esmalte y dentina. Suplantó el ácido ortofosfórico por el ácido poliacrílico, ésto condujo a una ventaja que era la ausencia de hipersensibilidad dentinaria, sin embargo aún persistía el problema de la microfiltración marginal al igual que en el cemento fosfato de zinc (Díaz Arnold, 1999).

Igualmente a los cementos a base de fosfato de zinc, el polvo posee ZnO y MgO, y el líquido está compuesto por una solución de ácido poliacrílico. La mezcla de los dos componentes forma la base del cemento de policarboxilato de zinc. El material posee propiedades de adhesión química por medio de la interacción de los grupos de ácido carboxílico libres con el calcio del esmalte y de la dentina (Macchi, 2007). No obstante, el comportamiento del cemento a base de policarboxilato de zinc en relación a la microfiltración fue considerado similar al cemento a base de fosfato de zinc (White, 1992).



Siguiendo la idea de la unión química con las estructuras dentales, en el inicio de los años 70 surgió el **cemento de ionómero de vidrio** (Fig. 4), fué introducido en 1971 por Wilson & Kent, generado a partir de la combinación del polvo del silicato con el ácido poliacrílico del cemento de policarboxilato de zinc.

El polvo está formado por partículas de vidrio de flúor-alúmino- silicato, que después de la mezcla con la solución líquida del ácido poliacrílico reaccionan y forman una masa pseudo-plástica (Rosentiel, 1998). La base del proceso de adhesión química a las estructuras dentales ocurre por la quelación de los grupos carboxílicos presentes en el ácido con los iones calcio y/o fosfato de la estructura dental (Wilson, 1983; Van Meerbeek, 2003; Yoshida, 2004).

A principios de la década de 1980, se presentan en el mercado un nuevo tipo de cementos de ionómero de vidrio a cuales se les incorporo en el liquido monómeros hidrófilos solubles (HEMA), denominados “**ionómero de vidrio modificados con resina**” o “**ionómeros híbridos**”(Fig. 5). Este material tiene muy buenas propiedades mecánicas en comparación con el fosfato de zinc y algunos cementos de ionómero de vidrio convencionales (Toledano, 2003). Los agentes de cementación de ionómero de vidrio modificado con resina son una fusión química de ionómero de vidrio y resina mediante una reacción ácido - base entre el polvo de vidrio de alúmino silicato y una solución acuosa de ácidos polialquenoicos modificados con grupos metacrilatos, como iniciador químico de polimerización de radicales libres de las unidades de metacrilato. Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina se comportan como un intermedio entre las resinas y los cementos de ionómero de vidrio (Andreatta, 2005.)

Estos cementos priorizaron reforzar las propiedades mecánicas y físicas por lo que sus propiedades destacadas son las siguientes:

Resistentes a la acción del agua durante del fraguado del material, presentando menor solubilidad. La mayor ventaja de este tipo de cementos es



su fácil uso, ya que no se requieren múltiples pasos de adhesión. (Henostroza, 2010.)

B. CEMENTOS DE RESINA.

Con la finalidad de mejorar las propiedades antes mencionadas apareció un nuevo grupo de medios cementantes: los cementos de resina (Fig. 6). Estos tenían unión adhesiva tres veces mayor que la del cemento de ionómero de vidrio. (Henostroza, 2010.)

Estos materiales tienen como componentes al bisfenol glicidil metacrilato (BISGMA), desarrollado por Bowen en el año 1969 (Bowen, 1965), sílice, iniciadores químicos y fotoactivadores. El mecanismo de adhesión es micromecánico con la formación de una capa híbrida más profunda. Requieren de múltiples pasos como grabado ácido, acondicionamiento de la dentina para mejorar su retención en el tejido dentario. Con el contenido de relleno en volumen menor que los composites indicados para restauraciones directas, los materiales denominados cementos de resina presentan una baja viscosidad, para que así puedan rellenar los espacios microscópicos de la superficie interna de las restauraciones indirectas, fijándolas al esmalte y la dentina. La estructura dental necesita ser preparada con un ácido y sellada, inmediatamente, con un sistema adhesivo (Diaz-Arnold, 1999; Burke, 2005).

El uso de composites en los procedimientos de cementado ha proporcionado mejorías como una baja solubilidad y propiedades mecánicas superiores en relación a los cementos a base de agua, además de tener la ventaja de la estética (Tyas, 2000; Mak, 2002; Ferracane, 2011; Sahil, 2016).

Los cementos de resina han sido clasificados de acuerdo al modo de activación en tres grupos: químicamente activados (auto curado), fotoactivados y los cementos duales (Braga, 2002).

Los agentes de cementado duales fueron desarrollados para conciliar las propiedades de los cementos de resina de autocurado y fotocurado, con el



objetivo de tener un material que brinde un tiempo de trabajo más amplio y que sea capaz de reaccionar con un alto grado de conversión en ausencia o presencia de luz. Por otro lado, estos cementos han mostrado tener una mayor resistencia frente a la carga oclusal (Shimada, 2002).

Según Burke (2005), los cementos de resina son materiales de cementado activos, capaces de unirse con el esmalte, la dentina y la superficie de las restauraciones indirectas. La dificultad relacionada al uso de cementos de resina reside en la técnica de aplicación de los sistemas adhesivos a las estructuras dentales y a las superficies de la cerámica o en composites indirectos.

C. CEMENTOS AUTOADHESIVOS

Desde 1955 cuando surge la técnica de grabado ácido de Buonocore para promover la adhesión a esmalte (Buonocore, 1955) los materiales a base de resinas compuestas comenzaron a emerger como opciones clínicas viables. A partir de este cambio drástico en la evolución de la adhesión a las estructuras dentarias, la investigación y la industria fueron evolucionando para lograr restauraciones que puedan fijarse a los elementos dentarios de manera segura y predecible. La adhesión a esmalte a partir del grabado ácido, logró ser una de las más confiables en odontología, pero en esa evolución, fue la dentina la que presentó más inconvenientes en cuanto a problemas relacionados con la filtración marginal, caries secundarias, sensibilidad post operatoria, etc. Hasta que en el año 1982 Nakabayashi introduce el concepto de capa híbrida mediante el uso de monómeros hidrófilos como paso intermedio entre en acondicionamiento ácido y la adhesión propiamente dicha. A partir de este momento surge la necesidad de realizar distintos pasos clínicos para lograr unión efectiva tanto en esmalte como en dentina (grabado ácido, colocación de un primer para infiltrar la dentina y finalmente colocar el adhesivo para la adhesión en esmalte y dentina) (De Munck, 2004).



El empleo de cementos de resina requiere de un procedimiento, donde se hace necesaria la aplicación de una serie de complicados pasos para lograr la adhesión del cemento tanto al sustrato dental como a la superficie de la restauración (cerámica, composite, etc.) (De Munck, 2004; Burke, 2005, Dos Santos, 2012). La técnica de aplicación de estos cementos es crítica (Van Meerbeek, 2001), susceptible a factores relativos al material y al operador (Frankenberger, 2000), que pueden conllevar a la ocurrencia de sensibilidad postoperatoria y al fracaso del tratamiento restaurador (Mak, 2002; Bader Mattar, 2013).

Con el propósito de eliminar dificultades y simplificar la técnica de cementado, un cemento de resina basado en la adhesión química directa a los tejidos dentales, superficies cerámicas y metálicas fue introducido en el mercado en 2002 (Sahil 2016). Aparecía así el cemento RelyX Unicem (3M ESPE), abogando la prescindencia de acondicionamiento de las superficies dentales (Shimada, 2002; El Zohairy, 2005) (Fig. 7).

Los cementos de resina autoadhesivos han sido desarrollados con el fin de combinar el fácil manejo y la autoadhesión a los tejidos dentarios manteniendo las propiedades mecánicas, adhesivas y estéticas superiores de los cementos de resina. La aplicación de los cementos autoadhesivos se resume en un solo paso clínico: tras la mezcla de las pastas base y catalizadora o tras la activación de las cápsulas monodosis, el material se aplica directamente sobre las superficies dentarias que serán adheridas.

Este desarrollo tecnológico tiene como meta conseguir niveles de adhesión óptimos sin la necesidad de pasos previos a ésta (como grabado ácido, imprimación, adhesión, etc.) (3M ESPE, información del producto RelyX Unicem). Para lograr tales beneficios en esta generación de agentes cementantes se han desarrollado monómeros, tecnología de relleno y un sistema iniciador completamente nuevos (Fraga, 2000).

Estos monómeros poseen metacrilatos fosforados, los cuales debido a su acidez intrínseca, graban los tejidos duros de los dientes favoreciendo la



penetración del cemento formando microrretenciones. En este momento, el material de relleno libera flúor a través de una reacción ácido-base, para neutralizar dicha acidez con la consiguiente liberación de agua. Esto ayuda a una mejor adaptación del material, e inmediatamente el agua reacciona con los grupos ácidos residuales y con los iones liberados del relleno, tornándose hidrófobo. De esta manera se consigue estabilidad dimensional, es decir, el material no presenta sorción acuosa (Ferracane, 2011; Schittly, 2014). El mecanismo de adhesión consta de una reacción micro-mecánica e interacción química entre los monómeros ácidos del cemento y el componente mineral (hidroxiapatita) de las estructuras dentales.

Como consecuencia de la simplificación de su aplicación, el cemento debería ser capaz de desmineralizar y simultáneamente infiltrar el sustrato dental actuando aún en presencia del smear layer dentinario. Si bien la alta acidez inicial (cementos fuertes pH menor a 1, cementos moderados pH menor a 2) sería la responsable de la aparición de sensibilidad postoperatoria, se ha informado su remisión en un breve lapso por la presencia de elementos alcalinos presentes en el relleno (una tecnología similar a la de los ionómeros vítreos) que neutralizan la acidez inicial elevando su pH hasta un valor de 6 (Ferracane, 2011). También se ha informado que estos materiales son más tolerantes a la humedad (hidrofilicidad) ya que durante la reacción de neutralización se forma agua, dándole al cemento esta propiedad que permite su mejor adaptación a la estructura dentaria. Es interesante destacar que el agua es captada por los grupos ácidos funcionales y por los iones liberados por las partículas alcalinas del relleno, neutralizándola, y convirtiendo la matriz final en hidrófuga. La adhesión obtenida se basa en la clásica retención micromecánica (hibridización) y en una interacción química entre los monómeros ácidos y la hidroxiapatita. (Gerth 2006; Hikita 2007; De Munck 2004; Ferracane 2011).

La adhesión a las estructuras dentales sin previo tratamiento es relatada por los fabricantes como atractivo del material. De acuerdo a un trabajo de



Gerth y cols. (2006) el mecanismo de adhesión del RelyX Unicem® y del cemento de resina Bisfix (Voco, Cuxhaven, Alemania) a la hidroxiapatita sintética ocurre por la interacción de los átomos de calcio de la hidroxiapatita sintética con los agrupamientos funcionales de los cementos a través de enlaces iónicos. Para el cemento RelyX Unicem el 86% del calcio reaccionó y apenas el 14% del calcio no reaccionó, en cuanto que para el Bisfix el porcentaje que reaccionó fue menor (65%).

Los cementos autoadhesivos disponibles en el mercado actual se diferencian por la modalidad de aplicación, el tiempo de trabajo y de polimerización, además de la composición química. A parte de las informaciones obtenidas por los fabricantes, muy poco se sabe acerca de sus composiciones químicas exactas, del grado de polimerización y principalmente, de sus propiedades adhesivas (Baader, 2016).

Composición química de los Cementos de Resina de Autograbado.

Actualmente, existen un número considerable de cementos de resinas de autograbado en el mercado, los cuales se presentan en jeringas dobles en donde en cada compartimento se encuentran los componentes específicos. Al ser materiales bifásicos es necesario mezclarlos previo a su uso clínico, esto se puede realizar mediante el espatulado sobre losetas (Fig. 8), o con puntas de automezclado (fig. 9) que proporciona el fabricante y que son colocadas en las jeringas para la dispensación directa, tanto en la preparación dentaria como en la restauración.

Estos cementos están compuestos en su mayoría por monómeros de BISGMA, UDMA, HEMA, Glicerol di meta acrilato (GDMA), TEGDMA, Trimetiloil propano trimetacrilato (TMPTMA) y otros. Los monómeros de ácido funcionalizados utilizados actualmente para lograr la desmineralización y la unión a la superficie del diente siguen siendo predominantemente meta acrilatos ya sea del grupo de ácido carboxílico, como 4-META y PMGDMA, o



grupos de ácido fosfórico con 2-metacriloxietil fenil fosfato de hidrógeno (fenil-P), 10-Metacriloloidecilo dihidrógeno fosfato (MDP), Bis (2-metacriloxietil) fosfato ácido de (BMP) y Dipentaeritritol penta acrilato monofosfato (penta-P).

El relleno inorgánico de estos cementos está compuesto principalmente de vidrio fluoroaluminoborosilicato de bario, vidrio de aluminosilicato de estroncio calcio, cuarzo, sílice coloidal, fluoruro de iterbio y otros materiales de carga de vidrio. El relleno varía desde un 60 a un 75% en peso. Además posee fotoiniciadores, aminas terciarias y sistema redox para asegurar la completa polimerización del material (Ferracane, 2011).

Biocompatibilidad

Existen reportes en la literatura donde se compara al RelyX Unicem (3M ESPE. cemento de autograbado) y Variolink II (Ivoclar Vivadent. cemento de resina convencional con protocolo adhesivo previo), usados para cementar incrustaciones inlay y se demuestra que RelyX Unicem no produce daño pulpar después de 60 días de evaluación a diferencia de Variolink II asociado al sistema adhesivo Excite que reportó ligeras molestias a nivel pulpar que persisten por 60 días desde la evaluación.

Se explica ésto por la adhesión química al sustrato dental y a su mecanismo de auto neutralización durante la reacción. Se asume que esta propiedad propuesta por el fabricante previene la hidrólisis y la difusión de los componentes del cemento alrededor de los túbulos dentinarios. (Abo-Hamar, 2005).



Figura 1: cemento de óxido de zinc eugenol. IRM Dentsply.



Figura 2: cemento de Fosfato de Zinc. HY-Bond . SHOFU.



Figura 3: cemento de Policarboxilato de Zinc. Harvard.



Figura 4: cemento de Ionómero Vitreo Ketac Cem. 3M ESPE.



Figura 5. cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, Ketac Cem Easymix, 3M ESPE.
Julio Chávez Lozada



Figura 6: cemento de resina. RelyX ARC. 3M Espe.



Figura 7: cemento de resina autoacondicionante. RelyX Unicem2. 3M ESPE.



Figura 8: cemento de resina RelyX U100 (3M ESPE) con sistema clicker y loseta de papel satinado para poder ser mezclado.



Figura 9: cemento de resina BisCem (Bisco) en jeringa dual con punta automezclante.



D. SUSTRATOS DENTARIOS

Esmalte.

El esmalte es el tejido más denso y mineralizado del organismo, y es único debido a su formación extracelular. Es una estructura heterogénea, el esmalte maduro está formado de un 96% en peso de estructura mineral, el 1% de materia orgánica y un 3% de agua. La parte mineral está compuesta por cristales de apatita que se presenta en forma de hidroxiapatita, fluoroapatita y carbonoapatita (Gwinnett, 1992). Los elementos químicos que componen la base de este tejido son el calcio y el fosfato (Gómez de Ferraris, 2009).

Los cristales del esmalte se organizan dando lugar a los prismas o varillas adamantinas los que son mantenidos por una matriz orgánica. Los prismas de esmalte cuando son visualizados en una sección transversal adoptan la forma de ojo de cerradura. Estos prismas miden aproximadamente 5 μm de ancho correspondiente a la parte central denominada "cuerpo" del prisma, y 9 μm de largo, que se extiende del "cuerpo" hasta la región más inferior denominada "cola". La porción del cuerpo está más próxima a la superficie oclusal o incisal del esmalte, mientras la "cola" apunta más cervicalmente (Meckel, 1965). El diámetro de los prismas aumenta, desde la superficie amelo-dentinaria hasta la porción más externa, en una relación de 1:2 (Sharawy, 1986; Gómez de Ferraris, 2009). La sustancia interprismática puede ser observada en algunas regiones.

En un 70% de los dientes permanentes y en todos los dientes deciduos se encuentra en la superficie del esmalte una capa de aproximadamente 30 μm denominada capa aprismática, esto ocurre debido al hecho que no todos los prismas llegan a la superficie del esmalte. Esta capa se encuentra con mayor frecuencia en fosas, fisuras y la región cervical de la dentición permanente, mientras que en la dentición decidua recubre toda la corona dental. Las características morfológicas de esta capa también difieren entre



los dientes permanentes y deciduos. En los últimos aparece con una franja laminada y, en los dientes permanentes, como zonas sobrepuestas que son referidas como un patrón incremental de crecimiento del tejido

La capa aprismática está constituida por cristales, a pesar de no presentar prismas de esmalte. La densidad de los cristales también confiere un aumento en el grado de mineralización observado radiográficamente como una banda radiopaca. La variación en la orientación cristalina entre esmalte prismático y aprismático se debería a la alteración de la posición de los ameloblastos durante su función secretora (Gwinnett, 1992).

La composición y estructura del esmalte le confieren propiedades físicas particulares. Debido al alto contenido inorgánico, la dureza del esmalte, que se relaciona con la capacidad de deformación del mismo, varía entre 200 a 500 Knoop (Gómez de Ferraris, 2009).

El esmalte posee un alto módulo de elasticidad y una resistencia a la tracción relativamente baja, otorgándole características de friabilidad. Las fuerzas complejas que actúan sobre el esmalte durante la acción fisiológica de la masticación son disipadas en dirección a la dentina gracias a la forma y naturaleza de la unión amelodentinaria. Esta inter-relación estructural y física entre un tejido friable (esmalte) y un tejido resiliente (dentina), a través de la unión amelodentinaria, proporciona al diente un comportamiento biomecánico característico, en el que la dentina protege al esmalte, de esta manera, los dientes son capaces de absorber y disipar las fuerzas provenientes de la acción de la masticación y de la fluctuación térmica que la estructura dental está sometida durante toda su vida (Ten Cate, 1994).

Para lograr una buena adhesión a este tejido, se hace necesaria la creación de microporosidades en su estructura. Buonocore fue el primero en preconizar el uso del ácido fosfórico. Su teoría quedó demostrada más tarde, cuando en estudios de tensión superficial se comprobó que los valores aumentaban tres veces para esmalte grabado, en comparación con esmalte no grabado. Este aumento en la energía superficial se debe a los cambios



microscópicos que el grabado ácido crea en la superficie del esmalte, aumentando la rugosidad y por consiguiente la humectabilidad. Esta modificación que ocurre en la superficie permite la formación de un íntimo contacto entre el adhesivo y la estructura del esmalte, lo que se denomina adhesión micromecánica. Este descubrimiento revolucionó la odontología y permitió la introducción gradual de una amplia variedad de técnicas restaurativas que antes no eran posibles, como sellado de surcos, adhesión de brackets y el desarrollo de cementos adhesivos.

Originalmente, el tiempo de grabado en esmalte era de 60 segundos, estudios posteriores con microscopía electrónica de barrido, mostraron que el grabado con ácido fosfórico por 15 segundos promovía esencialmente la misma alteración superficial, cuando se comparó con tiempos de 60 segundos (Barkmeier, 1986). También se comprobó que a esas concentraciones los valores de resistencia de unión al corte y microfiltración son similares (Gilpatrick, 1991). De esa manera quedó demostrado que la reducción en el tiempo de grabado del esmalte con ácido fosfórico promueve la formación de microporos efectivos para la retención de materiales restauradores a ese sustrato, además de producir menor destrucción de tejido.

Con el desarrollo de la microscopía electrónica se tornó posible visualizar las características micromorfológicas de la estructura del esmalte tras recibir grabados ácidos. Gwinnett en 1971 y Silverstone en 1975 describieron tres patrones de grabado:

- Tipo I: consiste principalmente en la disolución de los centros de los prismas de esmalte, preservando la región periférica.
- Tipo II: se produce la disolución de la periferia de los prismas del esmalte quedando el centro preservado.
- Tipo III: este patrón es una mezcla de los dos patrones de grabado.

Cuando la superficie del esmalte es desgastada exponiendo sus prismas, la calidad de la desmineralización se ve favorecida (Meola, 1986). El



plano en que los prismas son desgastados ejerce influencia sobre las características del grabado. Las superficies preparadas en planos perpendiculares a la dirección de los prismas del esmalte son más severamente atacadas en comparación con las superficies cortadas en planos paralelos a los prismas.

Los objetivos del grabado ácido son limpiar el esmalte, aumentar microscópicamente la rugosidad (Retief, 1986), la remoción de los cristales prismáticos e interprismáticos y aumentar la energía superficial del esmalte (Busscher, 1987; Gomes de Ferraris, 2009) para producir suficiente infiltración de monómero y sellar la superficie del esmalte con resina.

Con este tratamiento, son creadas las condiciones para que el esmalte pueda ser infiltrado con éxito por los monómeros de resina.

Dentina

La dentina es caracterizada como un compuesto biológico de una matriz de colágeno rellena con cristales de apatita con tamaños submicrométricos calcio- deficientes y rico en carbonato (dentina intertubular), dispersos entre cilindros paralelos, denominados túbulos dentinarios, los cuales son hipermineralizados (dentina peritubular) y más pobres en colágeno en relación a la dentina intertubular.

La composición química de la dentina es aproximadamente de un 50% de volumen mineral, 20% de agua y 30% matriz orgánica (Marshall, 1997), a su vez, la composición puede cambiar con la posición del diente en la arcada y dentro de un mismo diente, lo cual hace a este tejido un sustrato muy particular.

El principal componente inorgánico encontrado en la dentina es la hidroxiapatita, así como el mayor componente orgánico es el colágeno. No obstante, el colágeno, que es una proteína estructural, está ausente en la



dentina intratubular o peritubular. Existen por lo menos 27 diferentes tipos de colágeno con más de 42 cadenas distintas (Pereira, 2007). El colágeno del tipo I es la forma predominante encontrada en la dentina. La presencia del colágeno tipo III es más controvertida y parece estar ausente en la predentina y dentina normal, todavía puede ser encontrada en algunas condiciones patológicas poco frecuentes, como la dentinogénesis imperfecta (opalescencia dentinaria hereditaria). Encontramos el colágeno del tipo IV apenas en el inicio de la dentinogénesis. En cuanto el tipo VI ha sido identificado como un componente minoritario de la predentina. El colágeno del tipo V ha sido identificado en el cultivo de odontoblastos y germs dentários, constituyendo apenas 3% de la producción colágena de odontoblastos secretados en la predentina (Goldberg, 1995).

Es importante resaltar que una fracción significativa del agua presente en la dentina está confinada a los túbulos dentinarios y varía con la profundidad de la misma, el volumen de agua es menor en la dentina superficial y mayor en la dentina profunda (Pashley, 1991). Por otro lado, la composición mineral parece ser relativamente constante, independiente de la profundidad dentinaria.

La estructura espacial de la dentina se caracteriza por una distribución tubular, de manera radial a partir de la cámara pulpar hasta la unión amelo-dentinaria. Cada túbulo tiene la forma de un cono. El menor diámetro se localiza en la periferia, y el mayor junto a la pulpa (Marshall, 1997). Los túbulos dentinarios presentan, rodeando su luz, un anillo de dentina altamente mineralizada, denominada dentina peritubular, cuyo espesor también varía de acuerdo con la proximidad a la pulpa, siendo mayor en la periferia y menor junto a este órgano (Gomes de Ferraris, 2009). Llenando los espacios entre los túbulos, se encuentra la dentina intertubular, rica en colágeno, cuyo volumen varía de manera inversamente proporcional a la concentración de túbulos de acuerdo con la profundidad dentinaria (Pashley, 1997).



Considerando que, en condiciones normales, los túbulos dentinarios se encuentran llenos por el fluido tisular proveniente de la pulpa dentaria, cuya composición presenta cerca de 80% de agua, además de las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, es aceptable admitir que la permeabilidad, y consecuentemente, la humedad regional de la dentina, también varíe en función de su morfología y profundidad (Watanabe, 1996; Pashley, 1997).

La heterogeneidad estructural y química de la dentina hace que este sustrato sea particularmente difícil a la adhesión por los materiales resinosos. Además, tras la preparación con fresas, se forma sobre la superficie dentinaria una capa desorganizada de residuos conocida como smear layer (Pashley, 1984). El smear layer es esencialmente una capa gelatinosa de 0.5 - 5 μm de grosor que contiene, principalmente, proteínas coaguladas, aparte de una gran concentración de bacterias y partículas de dentina desorganizada (Nakabayashi, 2000).

El mecanismo de adhesión a la dentina ha sido ampliamente estudiado y debatido. Al comienzo del desarrollo de la Odontología Adhesiva se buscó una adhesión química al calcio o a las fibras de colágeno de la estructura dentaria. Hoy el concepto más aceptado es la adhesión micromecánica (Nakabayashi, 1991). En 1982, Nakabayashi y col. mostraron que monómeros de resina, con características hidrófilas e hidrófobas, podrían penetrar en la dentina previamente desmineralizada e infiltrar las fibras colágenas, formando una estructura impermeable denominada "capa híbrida", tras la polimerización.

Posterior al grabado de la superficie dentaria, el esmalte queda en un estado poroso y la dentina queda con los túbulos dentinarios ampliados y con las fibras colágenas expuestas (Nakabayashi, 2000). En seguida, se aplica el adhesivo que tiene que infiltrar este frente de desmineralización, cerrando la porosidad creada en el esmalte, infiltrando y protegiendo las fibras de colágeno expuestas en la dentina (Nakabayashi, 2000). El adhesivo infiltrará la red colágena descrita y una vez polimerizado creará un sistema de



interdigitación (traba micromecánica) entre ambos sustratos adherentes, este fenómeno de imbricación entre el adhesivo, proteínas colágenas – no colágenas y el componente inorgánico de la dentina es lo que Nakabayashi y col. (1982) describieron como capa híbrida, o como Van Meerbeek y col. (1992) describieron como zona de interdifusión resina-dentina (André, 2013; Naranjo, 2015; Nawareg, 2015).

El proceso de infiltración del esmalte grabado es muy sencillo porque el esmalte es un tejido prácticamente mineral con casi ningún componente acuoso o proteico. En cuanto la unión al esmalte es considerada un procedimiento simple y fiable (Kugel, 2000), la dentina es considerada un sustrato complejo, y su hibridización acarrea grandes dificultades técnicas. El proceso de infiltración de la dentina es bastante más complejo debido a su mayor contenido acuoso y proteico y debido también a la red de túbulos dentinarios (Marshall, 1995). Una vez que la disociación entre la hibridización del esmalte y de la dentina se torna muchas veces clínicamente imposible, las estrategias de unión son desarrolladas principalmente en función del sustrato dentinario.

Según Gwinnett (1992), la adhesión micromecánica está basada en tres mecanismos: 1) Adhesión mediante la infiltración de la dentina intertubular y la formación de la capa híbrida; 2) Adhesión mediante la infiltración de los túbulos dentinarios y sus ramas laterales; 3) Adhesión superficial, por el contacto entre el adhesivo y el sustrato dentinario.

Según Van Meerbeek y col. (1992) el fenómeno de adhesión es esencialmente un proceso de remoción de minerales (calcio, fosfatos) e infiltración de monómeros de resina *in situ*, con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, sellar los túbulos dentinarios y así mantener la homeostasis del complejo dentino – pulpar.

Tradicionalmente, el fundamento de la adhesión a los tejidos dentales se ha basado en el grabado ácido del sustrato previo a la aplicación del adhesivo. Cuando se aplica ácido ortofosfórico a una concentración de un



35% durante 15 segundos sobre la dentina, éste crea un frente de desmineralización que es capaz de eliminar el smear layer que se produce durante la preparación cavitaria y desmineralizar entre 4 – 11 micras (en profundidad) la superficie dentinaria expuesta (Nakabayashi, 2000). Es decir, el agente acondicionador actúa eliminando parcialmente la hidroxiapatita que cubre las fibrillas de colágeno, dejándolas libres (disminuyendo el módulo de elasticidad, aumentando la flexibilidad y movilidad), estableciéndose lo que se denomina red colágena (Marshall, 1995).

Tras el grabado ácido, se ensanchan los túbulos dentinarios y se exponen las fibras de colágeno. Antes del grabado, los cristales de hidroxiapatita mantenían las fibras de colágeno sin colapsar. Una vez realizado el grabado ácido, se eliminan estos cristales, y las fibras de colágeno quedan sin soporte. Lo único que puede mantenerlas sin colapsar es el agua o algún otro solvente orgánico (Pashley, 2007). Así, es muy importante que la dentina grabada permanezca húmeda para evitar el colapso de las fibras de colágeno. Si se colapsan estas fibras, se reducirá la permeabilidad y los adhesivos verán dificultada su infiltración (Gwinnett, 1992).

La sobrehidratación no produce ningún deterioro al tejido desmineralizado pero sí puede afectar a los adhesivos que ven diluidos sus componentes y pueden fracasar en la unión (Kato, 1998). Desde un punto de vista clínico es muy difícil conseguir una dentina suficientemente húmeda para no colapsar las fibras de colágeno y suficientemente seca para que no se afecten los adhesivos (Pashley, 2007).

La interacción entre los monómeros de resina y el sustrato dentinario es de fundamental importancia para entender los mecanismos de unión a la estructura dental. La dentina mineral intacta no permite la difusión suficiente de monómeros de resina en tiempo clínico. Por lo tanto, la dentina debe ser grabada para crear canales entre las fibras de colágeno para permitir que los monómeros, que tienen afinidad por la dentina desmineralizada, se difundan a



través del sustrato (Farrokh, 2012). En realidad, el proceso de hibridación no es más que una tentativa de modificar las características químicas y físicas de la dentina tras su desmineralización y exposición de su matriz colágena para la infiltración de monómeros de resina.

La calidad de la capa híbrida depende, entre otros factores, de las características regionales de la dentina como permeabilidad y humedad (Pashley, 1997), número, diámetro y direccionamiento de los túbulos dentinarios (Ogata, 2001), además del grado de mineralización del sustrato (Yoshiyama, 1996).

E. SUSTRATOS NO DENTARIOS.

El desarrollo de materiales **cerámicos** para restauraciones rígidas ha evolucionado muy rápidamente desde que McLean desarrolló las primeras porcelanas aluminicas. A partir de ese momento se diversificaron tales materiales los que podemos clasificar en 2 grandes grupos: porcelanas feldespáticas (matriz vítrea con cristales dispersos) y porcelanas cristalinas (matriz cristalina con vidrio disperso), el primer grupo lo ocupan las porcelanas grabables es decir susceptibles al ataque ácido. El segundo grupo está compuesto por porcelanas con cristales de disilicato de Litio, alúmina o circonia que son resistentes al ataque ácido (Fernández, 2010)

Para lograr una fuerza de adhesión óptima entre la estructura dentaria, el cemento y la restauración, el material de cementación debe ofrecer una alta adhesión no sólo al esmalte y a la dentina, sino también a la restauración indirecta. (Walter, 2005; Mahmoodi, 2016) Esto ocurre, desde luego, con la cementación adhesiva de las cerámicas grabables. Pero la unión adhesiva a las cerámicas de alta resistencia de óxido de alúmina o a las cerámicas de óxido de circonia, además de otras aleaciones metálicas, juega un papel cada vez más importante (Peumans, 2013; Elsaka, 2014). Actualmente existe una



tendencia evidente hacia las preparaciones conservadoras, no sólo en la odontología de restauraciones directas, sino también en las indirectas (Fabianelli A, 2005; Piwowarczyk, 2007; Frankenberger 2015). La gran pérdida de estructura dental causada por la preparación de superficies retentivas tiene una aceptación cada vez menor. Por ello, los requerimientos para el material de cementación están cambiando. El éxito clínico de las restauraciones parece depender de la calidad de adhesión a la dentina, las microrretenciones mecánicas que fueron creadas en las superficies internas de las restauraciones son muy importantes para el proceso de adhesión de los cementos resinosos (Walter, 2005; Farrokh 2012; Nawareg, 2015). Las cerámicas feldespáticas contienen sílica en su composición, el grabado químico debe ser de 2 a 5 minutos con ácido fluorhídrico de 8 a 10 % de concentración el cual promueve el cambio fisiológico de la superficie de la cerámica, creando una topografía tipo panal de abeja, ideal para la adhesión micromecánica. Este proceso es generado por una reacción química entre el ácido fluorhídrico y la fase sílica de la cerámica feldespática, esto se traduce en el aumento de la resistencia adhesiva de los cementos resinosos ya que aumenta la rugosidad de la superficie cerámica, (Peumans, 2013). Posteriormente deben ser silanizadas con silano que es un monómero compuesto de radicales orgánicos reactivos y grupos monovalentes hidrolizables que propicia la unión química entre la fase inorgánica de la cerámica y la fase orgánica del material resinoso aplicado sobre la superficie cerámica acondicionada (Sphor, 2003; Gré, 2016)

Se han reportado estudios que afirman que las cerámicas feldespáticas a base de sílica, responden positivamente al grabado de ácido fluorhídrico seguido de la aplicación de un primer a base de silano (Piwowarczyk, 2007; Peumans, 2013). En cerámica reforzada con leucita, como las IPS Empress, Cerogold, etc, se puede utilizar ácido fluorhídrico durante 60 segundos.

Las cerámicas de disilicato de litio, IPS Empress II se graban con ácido fluorhídrico constituyendo una fase de cristales elongados alrededor de una matriz de vidrio (Walter, 2005; Komine, 2012). Las cerámicas In Ceram –



Alúmina, In Ceram Zirconio, no tienen buena respuesta al grabado ácido, por lo que el arenado de la superficie puede resultar una buena opción creando buena retención micromecánica (Zorzin, 2014). Factores como la presión de arenado, tamaño y forma de las partículas, incidencia de ángulo de las partículas ayudan a incrementar el arenado de la superficie. Algunos autores sugieren que la retención debería ser incrementada mediante preparaciones retentivas con la posibilidad de cementar las restauraciones ya mencionadas con cementos de ionómero de vidrio o fosfato de zinc (Piwowarczyk, 2007).

El continuo desarrollo de los cementos de resina compuesta ha hecho declinar el uso de cementos tradicionales como el fosfato de zinc, sin embargo los cementos de resina tienden a tener técnicas más sensibles y hay que realizar pasos adicionales que pueden aumentar la brecha entre su comportamiento bajo condiciones ideales y bajo las condiciones de la práctica clínica (Rosenstiel, 1998; Frankenberger, 2015)

En vista que los cementos de resina autoadhesivos aparecen como una nueva alternativa, que combinaría las ventajas del manejo sencillo de los cementos convencionales, con las excelentes propiedades mecánicas, buena adhesión y estética de las resinas y dado que por su poca vida hay escasa información científica de estudios a mediano y a largo plazo, no solo en el grado de retención de las restauraciones cementadas, sino también en su real capacidad de sellado de la interface diente restauración, podrían existir dudas acerca de su verdadera capacidad de lograr los objetivos señalados por los fabricantes. Es por ello que el propósito del presente trabajo es la evaluación de estos nuevos cementos y su comparación con un cemento de resina convencional.



OBJETIVOS.



OBJETIVO GENERAL

Estudiar el comportamiento in vitro de cuatro cementos adhesivos autograbantes, en lo referente a adhesión a la estructura dentaria, espesor de película y capacidad de sellado marginal y su comparación con un cemento resinoso de fijación adhesiva clásica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1- Determinar la resistencia adhesiva de cementos de autograbado a dentina.
- 2- Evaluar in vitro el espesor de película de los distintos materiales, en función del tiempo transcurrido entre la finalización de la mezcla y su utilización, en base a la condición experimental empleada.
- 3- Comparar el sellado marginal de los medios cementantes, en base al grado de filtración marginal, en incrustaciones cerámicas (inlay).



MATERIALES Y MÉTODOS.



MATERIALES Y MÉTODOS

En este trabajo se evaluó el comportamiento de la resistencia adhesiva, el espesor de película y la filtración marginal de cuatro cementos de resina de autograbado y fueron comparados con un cemento de resina convencional. Los cementos se organizaron en grupos para poder clasificarlos rápidamente. Grupo 1: RelyX U100 (3M Espe)(Fig. 10), grupo 2: BisCem (Bisco)(Fig.11), Grupo 3: MaxCem (Kerr)(Fig.12), Grupo 4: seT PP (SDI)(Fig. 13), Grupo 5: RelyX ARC (3M Espe)(Fig.14). Los primeros cuatro grupos corresponden a los cementos de resina de autograbado y el grupo 5 representa el cemento convencional que constituye el grupo control (Tabla1).

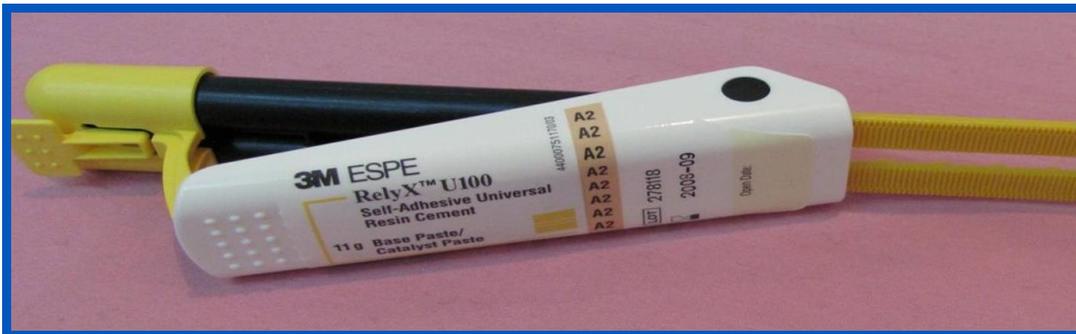


Figura 10: cemento de resina autoacondicionante RelyX U100 (3M ESPE) correspondiente al Grupo1.



Figura 11: cemento de resina autoacondicionante BisCem (Bisco) correspondiente al grupo 2.



Figura 12: cemento de resina autoacondicionante Maxcem (Kerr) correspondiente a grupo 3.

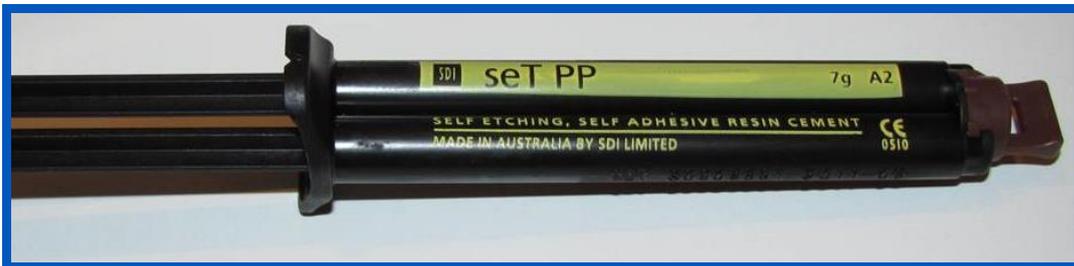


Figura 13: cemento de resina autoacondicionante seT PP (SDI) correspondiente al grupo 4.

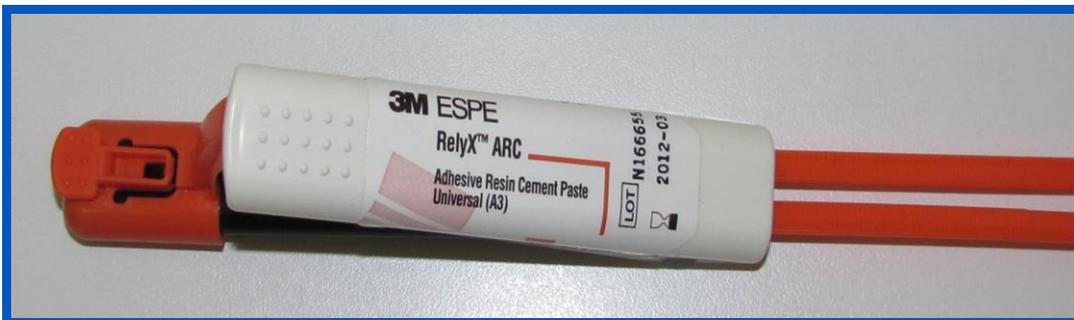


Figura 14: cemento de resina convencional RelyX ARC (3M ESPE) correspondiente al grupo 5, grupo control.



Tabla 1. Materiales experimentales, fabricante y lote.

Grupo	Material experimental	Fabricante	Lote
1	RELYX U100	3M ESPE. DENTAL PRODUCTS. USA.	424360
2	BISCEM	BISCO INC. USA.	1100002087
3	MAXCEM	KERR CORPORATION. U.S.A.	3498965
4	SET PP	SDI. AUSTRALIA	S0905891
5	RELYX ARC	3M ESPE DENTAL PRODUCTS. USA.	N166655

1. RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE

Para evaluar la resistencia de la unión adhesiva a dentina, se utilizaron 75 dientes humanos de reciente extracción y libres de caries, que fueron conservados en agua destilada a 37 grados centígrados, hasta el momento de su procesado experimental. Para obtener las muestras de dentina, se emplearon superficies oclusales de terceros molares que fueron cortados horizontalmente con máquina para tal fin (Isomet Low Speed Saw. Buehler. USA. Área de Biología Odontológica, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba), para lo cual los elementos dentarios fueron montados en un dispositivo ad hoc para poder ser ajustados a la máquina de corte. (Fig.15, 16 y 17).



Figura 15: elementos dentarios preparados para ser montados en máquina de corte.



Figura 16: máquina de corte IsoMet Low Speed Saw. Buehler. USA. Área de Biología Odontológica. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.

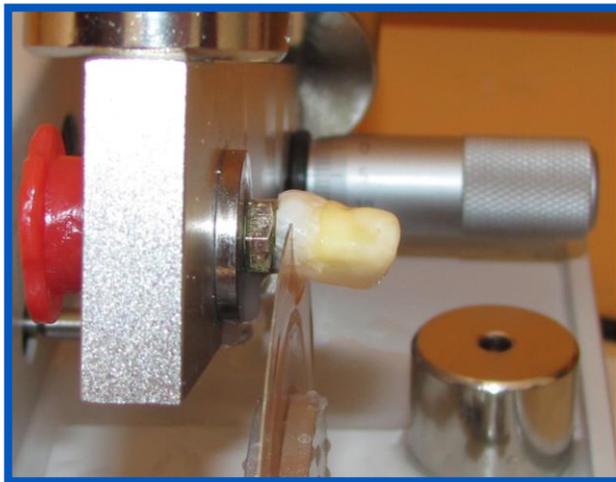


Figura 17: corte de los especímenes. Laboratorio Área de Biología Odontológica (ABO). Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.

Posteriormente las superficies cortadas, se pulieron sobre discos rotatorios de granulometría decreciente y constante refrigeración acuosa (Pulidora metalográfica; A.B.O. Facultad de Odontología. U.N.C.)(Fig. 18)



hasta lograr superficies planas y pulidas, sobrepasando el límite amelo dentinario (aproximadamente 2 mm),



Figura 18: pulidora metálica Laboratorio Área de Biología Odontológica. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba

Una vez pulidas las superficies dentarias fueron montados en conformadores plásticos, que contenían resina acrílica de autocurado en su interior (Fig. 19).



Figura 19: especímenes incluidos en resina acrílica para ser montados en máquina de ensayos universal.



Ésto permitió que las muestras sean fijadas a un dispositivo ad hoc, para realizar las pruebas de resistencia adhesiva (Fig. 20).



Figura 20: dispositivo para el montaje en máquina de ensayos universal. Laboratorio de la Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires.

En este trabajo se seleccionaron para su evaluación cuatro cementos de resina autoacondicionantes que serán comparados con un cemento de resina convencional (lo denominamos convencional ya que para su aplicación es necesario hacer el protocolo adhesivo previo que incluye el acondicionamiento ácido de los tejidos dentarios y la posterior colocación de un sistema adhesivo). En la Tabla 1 se observan los materiales experimentales.



En los especímenes correspondientes a los grupos 1 al 4, que representan los cementos de autograbado, las superficies de dentina no recibieron ningún tratamiento previo, simplemente se lavaron con agua presurizada y se secaron con torundas de algodón manteniendo la humedad de la dentina. En los pertenecientes al grupo 5 (control), las superficies dentinarias fueron acondicionadas con un gel de ácido fosfórico al 35% (Scotch Bond Etchant, 3M Co.) por 15 segundos, lavadas con agua presurizada por 15 segundos y secadas por 5 segundos; luego se aplicó el sistema adhesivo (Single Bond 2, 3M Co), siguiendo las indicaciones del fabricante.

Posteriormente se confeccionaron probetas de cerámica (IPS Empress 2, Ivoclar-Vivadent) de 4.1 milímetros de diámetro (Laboratorio de prótesis dental Eduardo Ruderman) (Fig. 21), que fueron adheridas a las superficies dentarias con los distintos cementos experimentales.



Figura 21: probetas de cerámica confeccionadas con IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent). (Laboratorio de Prótesis Dental Ruderman)

Las superficies a adherir recibieron el tratamiento correspondiente a los sustratos cerámicos, para la cementación con técnica adhesiva, indicado por el fabricante: grabado con ácido fluorhídrico en gel al 10 %, durante 1 minuto;(Fig. 22) y silanizado durante 5 minutos, hasta su completa evaporación; (Monobond S, Vivadent.) (Fig. 23).

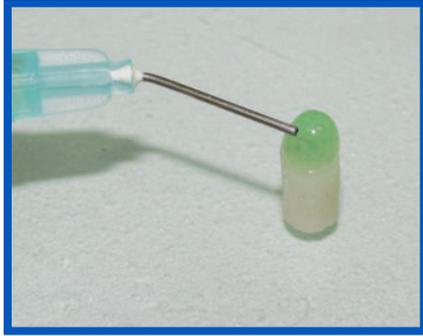


Figura 22: aplicación de ácido fluorhídrico 10% sobre las superficie cerámica

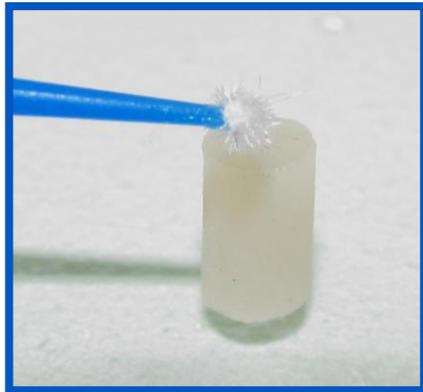


Figura 23: silanización de las superficies cerámicas.

Seguidamente estas probetas cerámicas fueron fijadas a las superficies dentinarias, mediante los diferentes cementos resinosos de autograbado experimentales (grupo 1 al 4) y el cemento dual convencional (grupo 5, control), siguiendo estrictamente las instrucciones de los respectivos fabricantes. Se colocó el cemento correspondiente a cada grupo experimental tanto en la superficie dentaria como en la superficie cerámica. Al sustrato dentario se le colocó un papel adhesivo con una perforación de un diámetro equivalente al diámetro de las probetas cerámicas, de manera de delimitar el área de adhesión (Fig. 24) y se aplicó una carga constante de 25N, mediante el uso de un dispositivo estandarizador de fuerzas (Fig.25 25), se removieron los excesos con microbrush y se realizó la fotopolimerización con una lámpara de luz halógena de 540 mW / cm² de



intensidad lumínica (XL3000, 3M ESPE. USA) por vestibular y por lingual, 30 segundos por cada cara. (Fig.26).

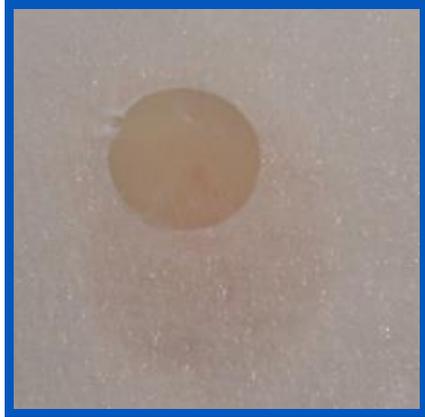


Figura 24: colocación en la superficie dentaria de un papel adhesivo con una perforación del mismo diámetro que las probetas de cerámica para limitar el área de adhesión.



Figura 25: dispositivo ad-hoc estandarizador de fuerza de cementado, aplicando una carga constante de 25N.

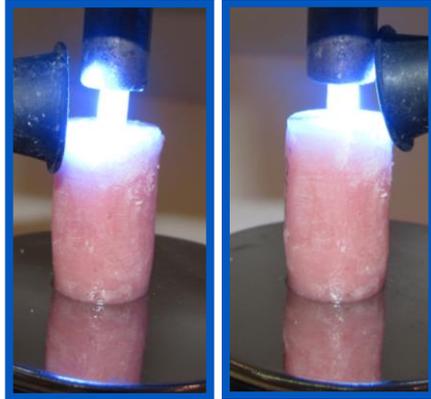


Figura 26: fotopolimerización por vestibular y lingual con lámpara de luz halógena.

Una vez cementadas las probetas (Fig. 27), los especímenes se sumergieron en agua destilada y se mantuvieron a una temperatura constante de 37°C hasta el momento del ensayo experimental (Fig. 28). Posteriormente fueron sometidas a ensayo mecánico bajo tensiones de corte con un dispositivo creado específicamente para tal fin, montado en una máquina de ensayos universal (Instron Corporation; Cátedra de Materiales Dentales, Facultad de Odontología, U.B.A.)(Fig.29).



Figura 27: probetas cementadas y separadas por grupos en relación al material y tiempo

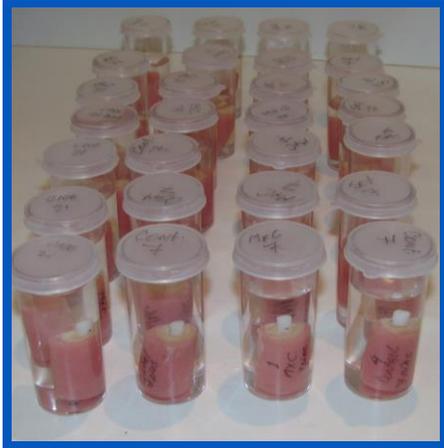


Figura 28: especímenes sumergidos en agua destilada hasta el momento de su procesado experimental.



Figura 29: máquina de ensayos Universal (Instron. Cátedra de Materiales Dentales. FOUBA.)



El régimen de incremento de la carga aplicada fue de 1mm / min. de velocidad del cabezal. Con el objetivo de observar si el tiempo influye en la resistencia adhesiva, es que se realizó este ensayo a los 7, 14 y 21 días. Las muestras fueron divididas en cinco grupos de 5 elementos cada uno, según el material experimental y variable tiempo ($n=5$), es decir se realizaron 15 especímenes (probetas de cerámica cementadas a las superficies de dentina) por grupo los que fueron divididos aleatoriamente en subgrupos de 5 elementos cada uno, para realizar los ensayos a los 7, 14 y 21 días.

Relacionando la fuerza de desprendimiento (N) con la superficie de la probeta (mm), se obtuvieron los valores de resistencia de la unión adhesiva al corte (MPa).

Los datos fueron recopilados y se realizó análisis de varianza y test de comparaciones múltiples para establecer la significancia estadística.



2. ESPESOR DE PELÍCULA.

Para determinar el **espesor de película** de los cementos evaluados se utilizó un método de ensayo que fue adaptado de la norma ISO 4049:2000, para materiales odontológicos de base polimérica para restauración y cementado.

Las pruebas fueron realizadas en un laboratorio bajo condiciones controladas de temperatura ($21^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) y humedad relativa ambiente del ($60\% \pm 10\%$).

Según el modelo experimental se midieron los espesores de película de los distintos materiales al minuto, a los tres minutos y a los 6 minutos de finalizada la mezcla.

En la **tabla 1** se observan los materiales experimentales del grupo 1 al grupo 4, correspondientes a cementos resinosos autocondicionantes y el grupo 5, a un cemento de resina convencional, que representó el grupo control.

Se utilizaron dos superficies de vidrio de 25,4 mm x 76,2mm x 1 mm, que fueron señaladas en su parte media con una marca para ubicar, en todos los casos, el material sobre la misma área; además se realizó una marca adicional en uno de sus extremos para obtener siempre una idéntica orientación (Fig. 30).

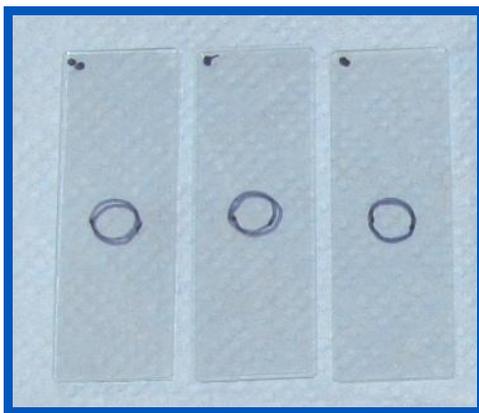


Figura 30: superficies de vidrio con las marcas correspondientes.



Se confeccionaron tres probetas por material y tiempo y se dividieron en los 5 grupos experimentales. (Fig.31).

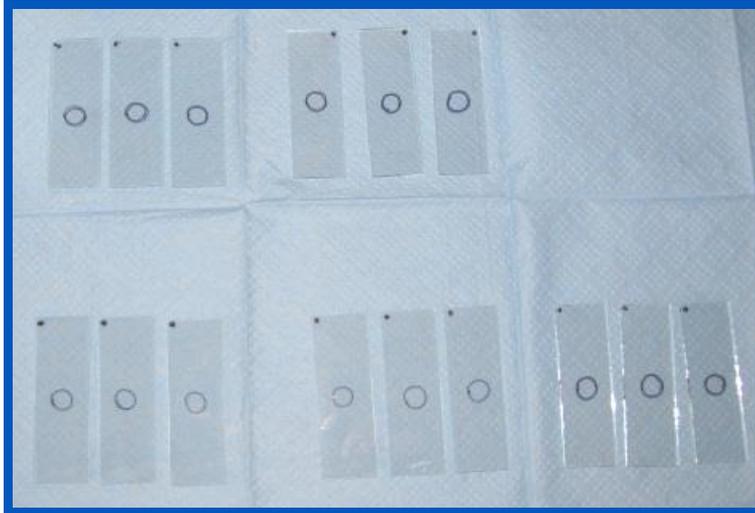


Figura 31: probetas ordenadas en los 5 grupos experimentales por unidad de tiempo.

Posteriormente se realizó la lectura del espesor de los vidrios apareados para tener el registro previo, utilizando un micrómetro digital (Digimatic, Mitutoyo Corporation, Japan) con una precisión de 1 μm . (Laboratorio de la Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires.)

La manipulación de los materiales se realizó según las indicaciones de los respectivos fabricantes.

Para todas las probetas se utilizó un volumen de 0.05 ml de material medido con una jeringa tipo tuberculina, modificada en su extremo (Fig. 32).

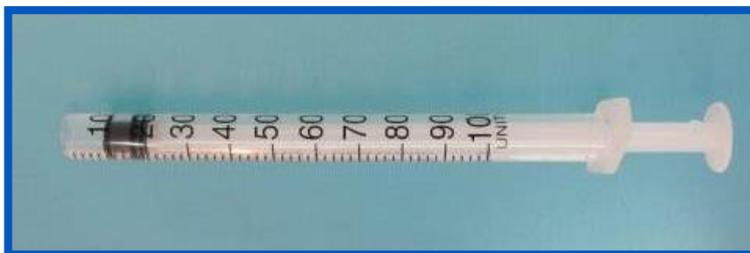


Figura 32: jeringa tipo tuberculina adaptada para la medición del volumen de cemento.



La mezcla de los materiales se realizó como indica el fabricante, en algunos casos sobre losetas con espátulas y en los casos que el sistema lo contempla con puntas automezclantes. (Fig. 33)



Figura 33: Carga de la mezcla de cemento en la jeringa de tuberculina para estandarizar el volumen de material.

Una vez cargada la mezcla en la jeringa se ubicaron los cementos sobre uno de los vidrios (Fig. 34) y se colocó su par sobre ella.

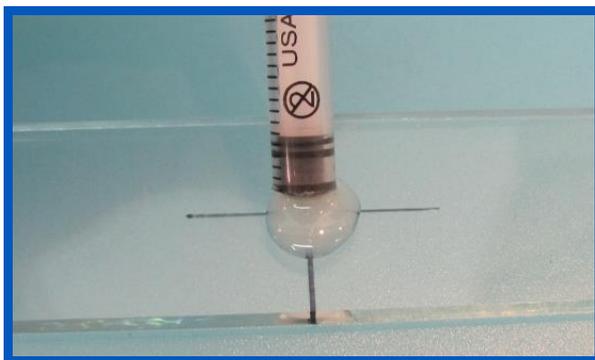


Figura 34: mezcla del Cemento colocado en el centro del vidrio



Se esperó un tiempo de 1, 3, y 6 minutos para aplicar, por medio de un dinamómetro una carga constante de 25N durante 1 minuto (Fig. 35). Transcurrido dicho lapso, cada probeta se sometió a lectura de espesor de película utilizando el micrómetro digital (Fig. 36).

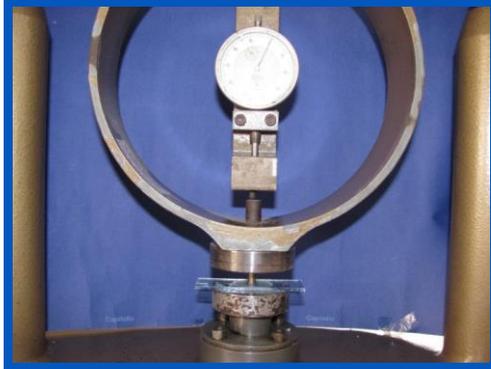


Figura 35: dinamómetro aplicando una carga constante de 25N durante un minuto a cada probeta. Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires.



Figura 36: micrómetro digital. (Digimatic, Mitutoyo Corporation, Japan, Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires.)



Los datos (medias aritméticas) para cada unidad experimental (mezcla sometida a la carga) se obtuvieron a partir de tres registros consecutivos, en distintos puntos del área donde se colocó el material, de cada probeta y variable de tiempo, es decir a las probetas de cada grupo al minuto, a los tres minutos y a los seis minutos. El tamaño de la muestra fue de tres probetas para cada uno de los materiales por unidad de tiempo, (tres probetas x tres tiempos: $n=9$).

Los valores obtenidos se sometieron a análisis de varianza factorial y test de comparaciones múltiples de Bonferroni.



3. FILTRACIÓN MARGINAL

Finalmente para evaluar el grado de **filtración marginal** de los distintos cementos experimentales, se utilizaron 25 premolares superiores recientemente extraídos por razones ortodóncicas o periodontales, libres de caries (Fig.37), donde se realizaron preparaciones cavitarias oclusales simples con paredes ligeramente divergentes hacia oclusal (angulación aproximada de 10 grados sexagesimales), pared pulpar plana y perpendicular al eje coronario y una profundidad que sobrepase el límite amelo-dentinario. La profundidad fue estandarizada tomando como parámetro la parte activa de la piedra de diamante, en todos los casos se profundizó de la misma manera.

Las cavidades se tallaron sin bisel y con una amplitud en sentido vestíbulo-palatino, de 1/3 de la distancia intercuspídea (DIC). (Fig. 38)

Para el tallado de estas preparaciones se empleó una piedra de diamante troncocónica norma ISO 025 (845KR, Komet, Germany) (Fig.39) a super alta velocidad y con intensa refrigeración acuosa. Para estandarizar la efectividad de corte, se utilizó una piedra cada 5 cavidades. A continuación las muestras fueron divididas aleatoriamente en 5 grupos, de acuerdo a los diferentes cementos de fijación experimentales (Tabla 1).

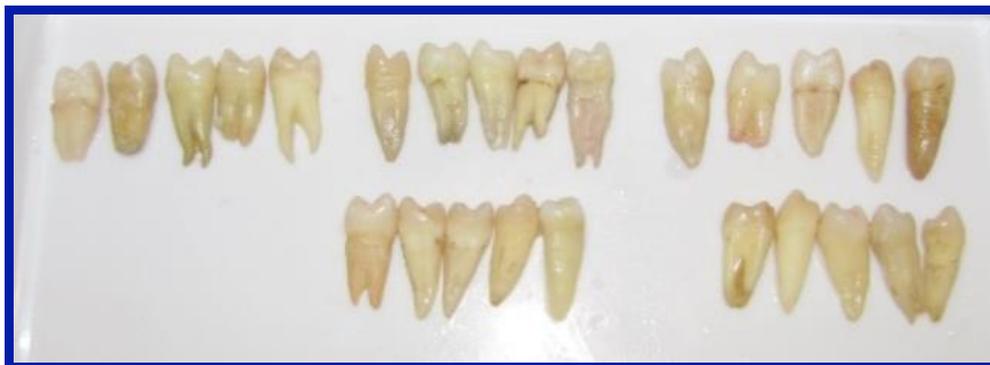


Figura 37: premolares seleccionados y divididos en los 5 grupos experimentales. Cátedra de Operatoria I. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.



Figura 38: tallado de las preparaciones cavitarias oclusales simples. Sala de Trabajos Prácticos de la Cátedra de Operatoria I . Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.



Figura 39: piedra de diamante troncoconica norma ISO 025 (Komet, Germany)

Los elementos dentarios con las preparaciones talladas fueron montados en una arcada de acrílico con silicona en su interior para facilitar su manipulación (Fig.40). Posteriormente se realizó la impresión de las mismas con polivinilsiloxano (silicona por adición, Panasil, Kettenbach, Germany.)



pesada y liviana (Fig.41), y los vaciados correspondientes en yeso extraduro (Fig.42).



Figura 40: Montaje de los elementos dentarios en arcada acrílica para favorecer la manipulación



Figura 41: Impresión de las cavidades con silicona por adición.



Figura 42: Vaciado en yeso extra duro.



Luego por técnica indirecta en laboratorio fueron confeccionadas las incrustaciones de cerámica (Cergo Kiss, Degusa, Germany, Laboratorio de prótesis dental Eduardo Ruderman.)(Fig. 43).



Figura 43: *incrustaciones terminadas y posicionadas en las cavidades correspondientes.*

Las mismas fueron fijadas a las cavidades mediante los distintos cementos resinosos, preparados siguiendo las instrucciones de los respectivos fabricantes. En las cementaciones correspondientes a los grupos del 1 al 4 no se realizó ningún tratamiento a los sustratos dentarios, solo se lavaron las preparaciones con agua presurizada durante 30 segundos. En la cementación correspondiente al grupo 5 (control) se realizó el protocolo adhesivo correspondiente a los cementos de resina convencional, previo a la colocación del cemento (acondicionamiento ácido total, colocación del sistema adhesivo). (Fig. 44)

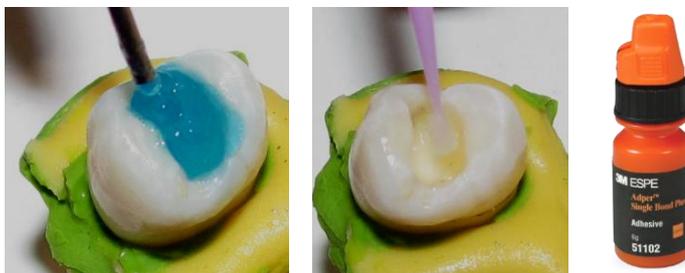


Figura 44: *protocolo adhesivo (acondicionamiento ácido y colocación del sistema adhesivo Single bond 2, 3M ESPE) previa cementación con RelyX ARC.*



A todas las superficies internas de las incrustaciones se le realizó el tratamiento correspondiente a los sustratos cerámicos (grabado ácido con ácido fluorhídrico al 10% durante 1 minuto y posterior colocación de silano hasta su completa evaporación) (Fig.45). La cementación se realizó aplicando una carga de 25N durante 1 minuto con un aparato ad hoc para estandarizar la presión de cementado (Fig. 46).

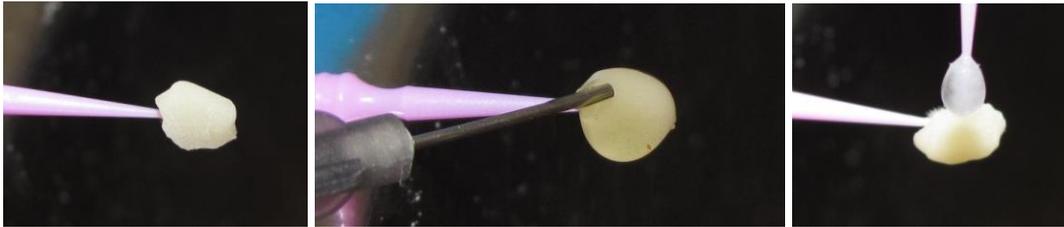


Figura 45: *tratamiento de las superficies internas de las restauraciones con ácido fluorhídrico y posterior silanización.*



Figura 46: *cementado con la aplicación de una carga constante y fotopolimerización de los cementos.*

Las muestras se conservaron en agua destilada a 37°C; durante 7 días. En este periodo se realizó ciclaje térmico 300 ciclos entre 5°C y 55°C con una duración 1 minuto por ciclo. Luego, fueron sumergidas en una solución colorante de azul de metileno al 2% durante 24 hs, a una temperatura



estandarizada de 37°C; y posteriormente enjuagadas durante 3 minutos. A todos los especímenes se les realizaron 2 cortes con una distancia entre ellos de 1 mm en sentido longitudinal V-L (Isomet Low Speed Saw, Isomet Low Speed Saw. Buehler. USA. Área de Biología Odontológica. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.) a los fines de poder observar la filtración marginal en 2 superficies equidistantes (Fig. 47) y pulidas en discos rotatorios de carburo de silicio de granulometría decreciente, para la observación con lupa estereoscópica a 40X de aumento.

El grado de filtración marginal, se determinó de 2 maneras. Por medio de una técnica cualitativa, teniendo en cuenta la penetración longitudinal del colorante en la interface diente- restauración, se establecieron distintos grados o escala de valores (Tabla 2): 0 cuando no hay penetración del colorante, 1 cuando el colorante penetró solo en el espesor del esmalte, lo que significaría una filtración leve, 2 cuando el colorante sobrepasa la conexión amelodentinaria lo que se considera una filtración moderada y finalmente grado 3 cuando el colorante a ingresado en toda la pared axial e involucra también la pared pulpar, considerándose filtración extensa.

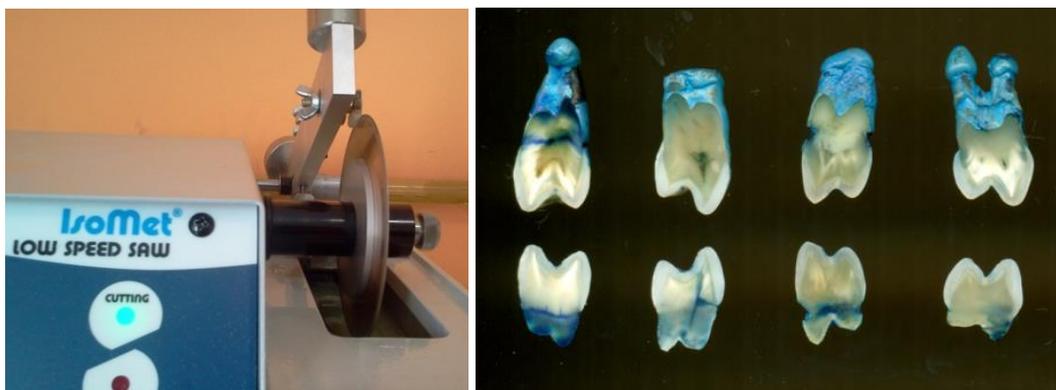


Figura 47: corte de los especímenes, a la izquierda se observa la máquina de corte en funcionamiento (Isomet Low Speed Saw. Buehler, USA. Área de Biología Odontológica. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba) y a la derecha las superficies cortadas listas para su observación.



Tabla 2: escala para determinar los grados de filtración Marginal

GRADOS DE FILTRACIÓN MARGINAL		
FILTRACIÓN	DESCRIPCIÓN	GRADO
Sin filtración	No penetración del colorante	0
Leve	Penetración limitada al espesor del esmalte.	1
Moderada	Penetración sobrepasa la unión amelodentinaria.	2
Extensa	Penetración que incluye la pared axial y pulpar.	3

Con la finalidad de cuantificar certeramente la filtración marginal en cada espécimen y poder comparar la eficacia de la técnica cualitativa (grados de filtración) se decidió hacer mediciones en milímetros de la penetración del colorante, para lo cual las superficies fueron escaneadas (escáner HP G-3110 a 1200 dpi de resolución) y medidas por medio de un software para morfometría (Image Pro Plus v.4.52 de la empresa Media Cybernetics Inc.). Las mediciones se realizaron previa calibración métrica, en el Área de Biología Odontológica (ABO) de la Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba (Fig. 48)

A los valores obtenidos en la evaluación de los grados de filtración (0 a 3) se los sometió a análisis estadístico no paramétrico por medio de Prueba de Kruskal Wallis.

Los datos obtenidos de la medición en milímetros fueron analizados por test de anova y por test de comparaciones múltiples de Tukey.

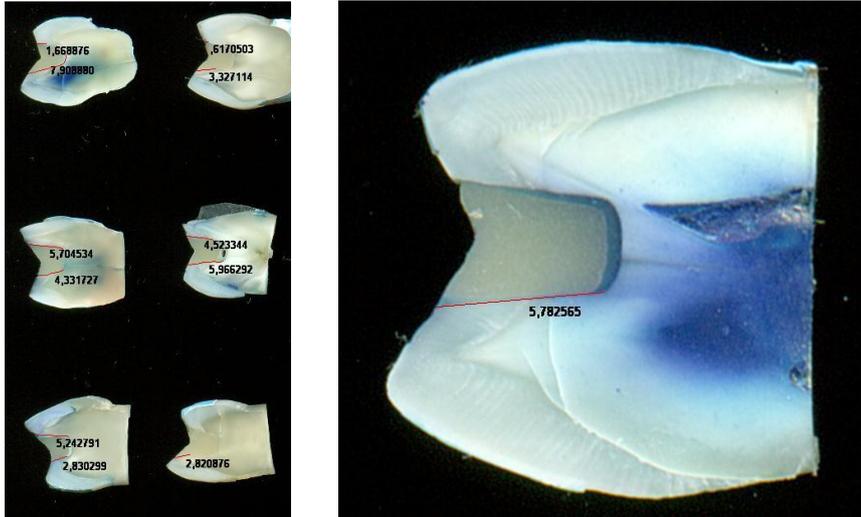


Figura 48: análisis por medio del escaneado de las superficies y medidas por medio de un software para morfometría (Image Pro Plus v.4.52 de la empresa Media Cybernetics Inc.)



RESULTADOS.



RESULTADOS

1. RESISTENCIA ADHESIVA

En la tabla 3 están expresados los valores medios de resistencia adhesiva en MegaPascal (MPa), desviación estándar e intervalo de confianza para cada material experimental, donde se observa que el mayor valor lo presentó el grupo control 15,52 MPa; de los cementos autoadhesivos el mejor comportamiento se obtuvo en el RelyX U100 10,08 MPa y en segundo lugar los grupos correspondientes a BisCem y MaxCem con 6,36 y 5,45 MPa respectivamente. El menor valor de resistencia adhesiva correspondió a seT PP con 3,17 MPa.

Tabla 3. Promedios Desviación Estándar e Intervalo de Confianza (95%)

Grupo	Material	Medias	D.E.	LI (95%)	LSD (95%)
1	RelyX U100	10,80	2,37	9,48	12,11
2	BisCem	6,36	1,70	5,42	7,30
3	MaxCem	5,45	1,36	4,69	6,20
4	seT PP	3,17	0,73	2,76	3,57
5	RelyX ARC	15,52	2,70	14,02	17,01

El Análisis de Varianza, Tabla 4, indicó que hay diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) entre los materiales evaluados.



No se encontraron diferencias de resistencia adhesiva con respecto al factor tiempo, ni a la interacción material/tiempo.

Tabla 4. análisis de Varianza

Fuentes de Variación	Sumas de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrados Medios	F	p-valor
Modelo	1479,51	14	105,68	28,35	<0,0001
Material	1448,27	4	362,07	97,12	<0,0001
Grupo	7,21	2	3,60	0,97	0,3861
Material*Grupo	24,03	8	3,00	0,81	0,6000
Error	223,67	60	3,73		
Total	1703,18	74			

El test de comparaciones múltiples de **Tukey (Tabla 5)** arrojó diferencias significativas entre los materiales, salvo para Max Cem y Bis Cem, que no difirieron entre ellos pero si con los demás.

Tabla 5: test de comparaciones múltiples

Test: Tukey Alfa=0,05 DMS=1,98263

Error: 3,7279 gl: 60

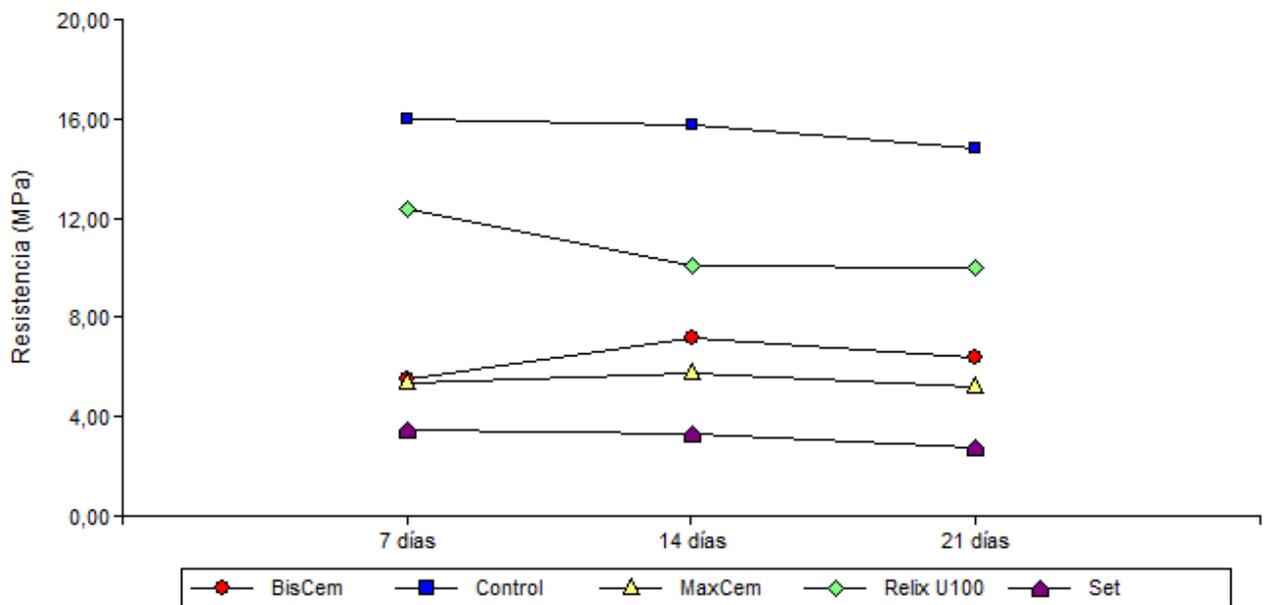
Material	Medias	n	E.E.	
seT PP	3,17	15	0,50	A
MaxCem	5,45	15	0,50	B
BisCem	6,36	15	0,50	B
RelyX U100	10,80	15	0,50	C
RelyX ARC	15,52	15	0,50	D

Medias con una letra común no son significativamente diferentes ($p \leq 0,05$)



El **Grafico 1**, muestra el comportamiento de los distintos cementos experimentales mediante los valores promedio de resistencia adhesiva en MPa, que registraron los diferentes materiales y el tiempo de evaluación.

Grafico 1. Resistencia adhesiva al corte según material y tiempo.



El análisis de las superficies adhesivas posterior al desprendimiento de las probetas cerámicas se realizó por medio de la observación con lupa estereoscópica a 20 X de aumento, en donde se comprobó que la falla de unión en todos los cementos de autograbado estudiados fueron de tipo adhesivas es decir del cemento con la dentina (Fig. 49)

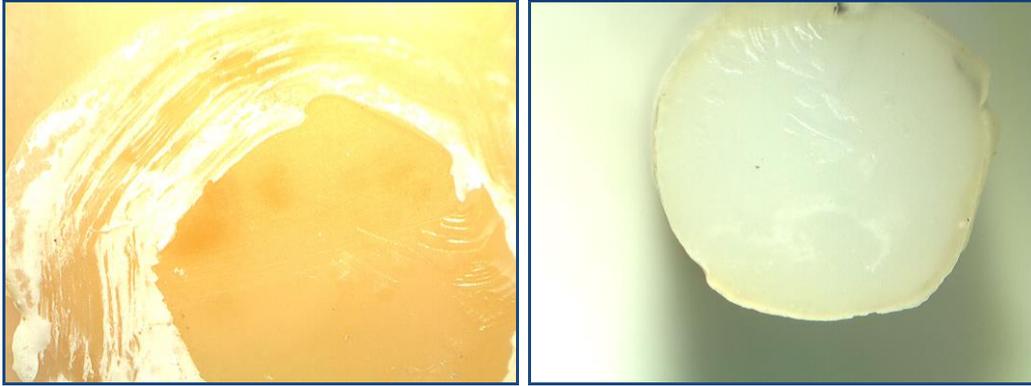


Figura 49: análisis en lupa estereoscópica a 20X de las superficies adheridas posterior al desprendimiento. A la izquierda se observa la superficie de dentina en la cual claramente se puede apreciar el área de adhesión libre de cemento. A la derecha se observa la probeta cerámica en la cual toda la superficie está cubierta por cemento. Por lo cual se puede inferir falla adhesiva.



2. ESPESOR DE PELÍCULA

En la tabla 6 están expresados los valores medios de espesor de película, los diferentes tiempos experimentales, desviación estándar e intervalo de confianza para cada material experimental, donde se observa que al minuto el menor valor de espesor de película lo presentó el grupo 5 (RelyX ARC, control) con un valor de 14 μm seguido por los grupos 1 (RelyX U100) 17 μm , 2 (BisCem) y 3 (Maxcem) y 4 (seT PP) con 19 μm cada uno.

A los 3 minutos el grupo 5 presentó el menor valor 19 μm , seguido por los grupos 1 (21 μm), grupo 3 (25 μm), grupo 2 (29 μm), y el grupo 4 con un valor de 31 μm .

A los 6 minutos el grupo 4 presentó el menor valor con 34 μm , seguido por el grupo 1 (38 μm), 5 (40 μm), 2 (41 μm) y finalmente el 3 con 42 μm

Tabla 6. Medias, desviación estándar e intervalo de confianza (95%)

Material	Tiempo minutos	Media (μm)	D.E.	LI (95%)	LS (95%)
<i>RelyX U100</i> Grupo 1	1	17	2	15	19
	3	21	1,2	20	22
	6	38	2,4	35	41
BisCem Grupo 2	1	19	3	16	22
	3	29	3,6	25	32
	6	41	2,1	39	43
MaxCem Grupo 3	1	19	2,6	16	21
	3	25	7,5	18	33
	6	42	1,7	41	44
seT PP Grupo 4	1	19	4,2	16	24
	3	31	7,8	22	37
	6	34	9,8	23	42
RelyXARC Grupo 5	1	14	1,7	12	15
	3	19	1	18	20
	6	40	3,2	38	44



Para el análisis estadístico, se compararon los tratamientos utilizados y el tiempo de espera utilizando un modelo bifactorial con interacción, fijando un p-valor < 0.05 para significación estadística.

El Análisis de Varianza, tabla 7, indicó que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los materiales evaluados (p-valor=0,3348), pero si existen diferencias significativas en relación al tiempo de espera aplicado (p-valor=0,0158) y la interacción entre el tiempo de espera y el material utilizado (p-valor=0,0004).

Tabla 7: Análisis de la varianza

Variable	N	R ²	R ² Aj	CV
Esp total	45	0,65	0,49	2,89

Cuadro de Análisis de la Varianza (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	0,21	14	0,02	3,98	0,0007
Material	0,02	4	4,6E-03	1,19	0,3348
Tpo_espera_min	0,04	2	0,02	4,77	0,0158
Material*Tpo_espera_min	0,16	8	0,02	5,17	0,0004
Error	0,11	30	3,8E-03		
Total	0,33	44			

El test de comparaciones múltiples de Bonferroni muestra la diferencia significativa que existió entre los tres tiempos de espera (1, 3 y 6 minutos) para los distintos materiales experimentales, tabla 8.

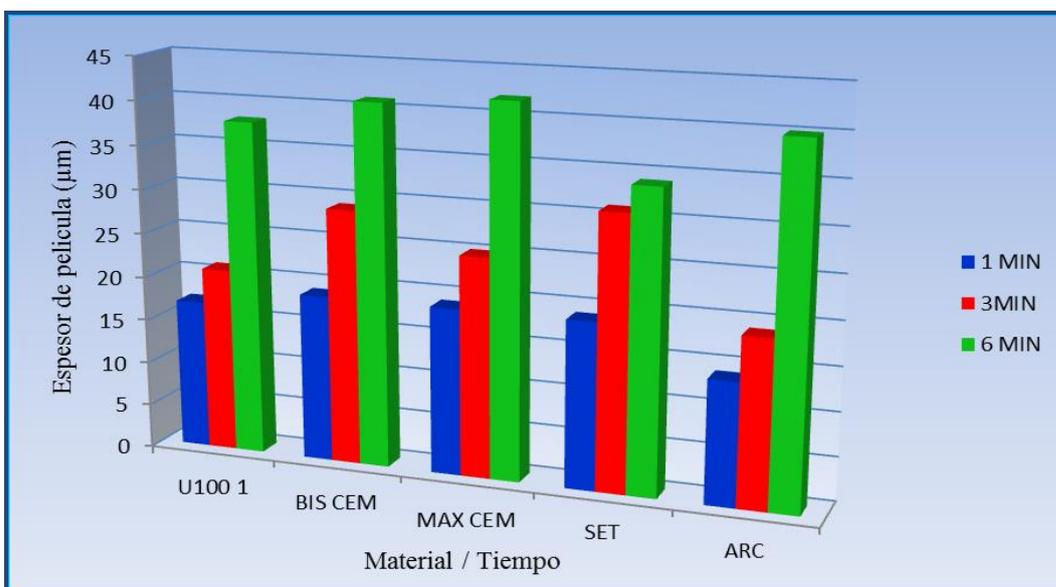


Tabla 8. Test de comparaciones múltiples

Test: Bonferroni.						
Alfa=0,05 DMS=0,00412						
Error: 0,0000 gl: 30						
Tpo_espera_min	Medias	n	E.E.			
1	0,018	15	0,001	A		
3	0,025	15	0,001		B	
6	0,039	15	0,001			C
Medias con una letra común no son significativamente diferentes(p<= 0,05)						

En el Gráfico 2 se pueden observar claramente los resultados obtenidos. En la comparación entre los materiales y tiempos de espera se desprende que todos los materiales se comportaron de una manera similar sin registrar diferencias estadísticamente significativas, pero si se observa el incremento del espesor de película a medida que transcurre el tiempo en cada material.

Gráfico 2. Espesor de película (µm) según material y tiempo de espera.





3. FILTRACIÓN MARGINAL.

En base a la observación con lupa estereoscópica se determinaron los grados de filtración marginal considerando la penetración del colorante en la interface diente restauración. Se consideró grado 0 cuando no hubo penetración del colorante (Fig. 50), grado 1 cuando el colorante filtró solo en el espesor de esmalte (Fig. 51), grado 2 cuando la profundidad de penetración traspasa la conexión amelodentinaria (Fig. 52), y grado 3 cuando el colorante abarca toda la pared axial y pulpar (Fig. 53)

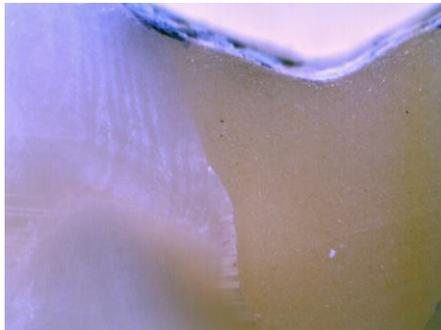


Figura 50: corte de un espécimen del grupo 1 (RelyX U100, 3M ESPE) en donde se observa que no hubo penetración del colorante. Filtración grado 0.

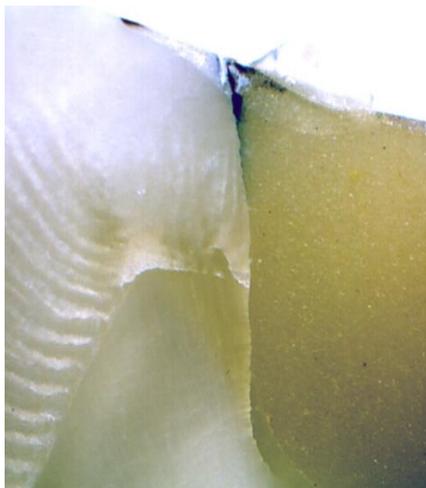


Figura 51: corte de un espécimen del grupo 2 (BisCem, Bisco) en donde se observa que hubo penetración del colorante a nivel adamantino. Filtración grado 1.

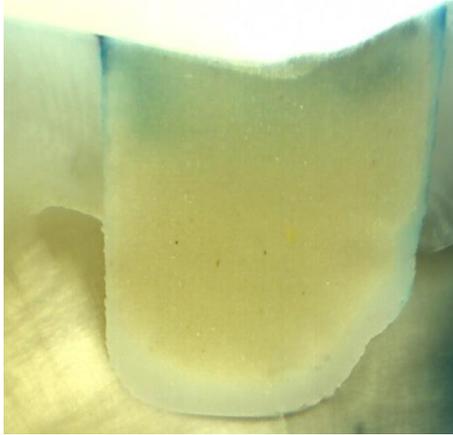


Figura 52: corte de un espécimen del grupo 3 (Maxcem, Kerr) en donde se observa que la penetración del colorante traspasa la conexión amelodentinaria. Filtración grado 2.



Figura 53: corte de un espécimen del grupo 4 (seT PP, SDI) en donde se observa que la penetración del colorante afecta a toda la pared axial y a la pulpar. Grado 3 de filtración.

En la tabla 9, se pueden observar los valores medios y la desviación estándar de los distintos materiales (promedio de valores no paramétricos). En la figura 1 se pueden ver expresados gráficamente estos valores, en donde se observa que la menor filtración la presentó el grupo 5 (RelyX ARC) y de los cementos autograbantes el que menor filtración presentó fue el grupo 1 (RelyX U100). A estos valores se los sometió a análisis estadístico no paramétrico por medio de prueba de Kruskal Wallis que no mostró diferencias estadísticamente significativas entre materiales ($p=0.733$).



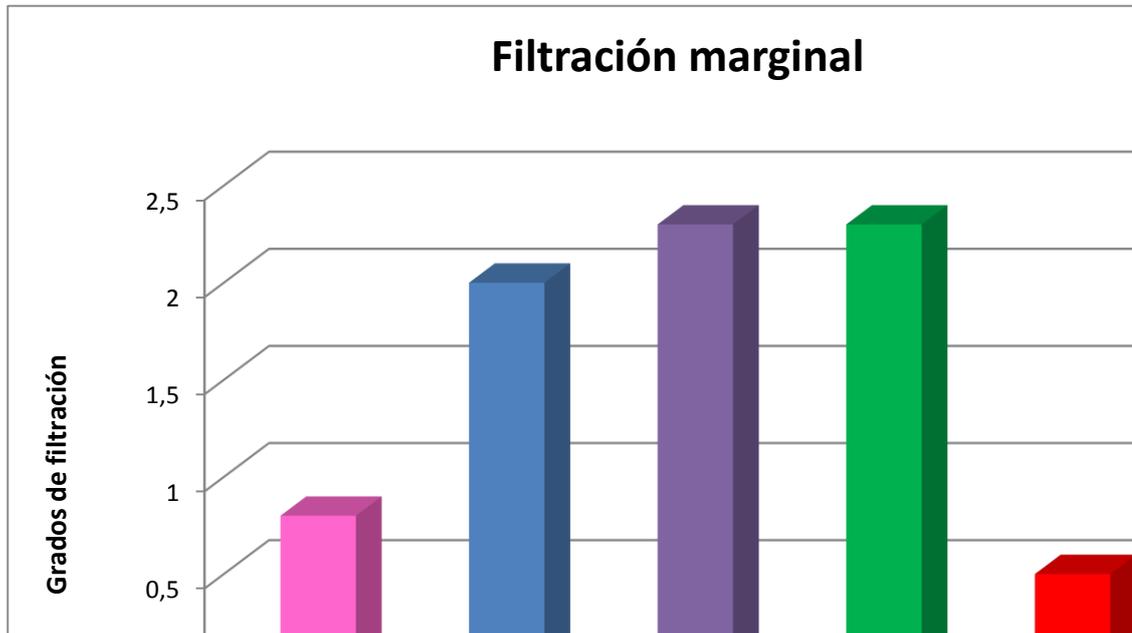
Tabla 9: valores medios y desviación estándar de los materiales experimentales.

Grupo	Material	Medias (grados)	D.E.
1	RelyX U100	0,8	0,92
2	BisCem	2	0,82
3	MaxCem	2,3	0,67
4	seT PP	2,3	0,67
5	RelyX ARC	0,5	0,71

En el gráfico 3 podemos observar los resultados de filtración marginal en base a los grados de filtración por cada material experimental, donde se observa que el mayor grado de filtración lo registró MaxCem y seT PP seguidos por BisCem y los menores valores se obtuvieron con RelyX ARC y RelyX U100.



Gráfico 3: grados de filtración marginal por material.



En la tabla 10, se observan los valores medios expresados en mm de las mediciones, obtenidas por medio del software Image Pro Plus, así como también la desviación estándar y el intervalo de confianza del 95%. Del análisis de estos datos se destaca que el cemento que menos filtración presentó fue el grupo 5 (RelyX ARC) con 0,15mm. De los cementos de Autograbado RelyX U100 fue el que menores valores arrojó con un promedio de 0,93mm, seguido por el grupo 2 (BisCem) con 3,43mm, grupo 3 (MaxCem) 3,97mm y por último seT PP (Grupo 4) con 4,39mm.



Tabla 10: filtración marginal. Valores Medios (mm), desviación Estándar e intervalo de confianza de los materiales experimentales.

Grupo	Material	Medias (mm)	D.E.	LI(95%)	LS(95%)
1	RelyX U100	0,93	0,34	0,72	1,14
2	BisCem	3,43	1,68	2,38	4,47
3	MaxCem	3,97	1,76	2,88	5,06
4	seT PP	4,39	1,63	3,38	5,41
5	RelyX ARC	0,15	0,09	0,14	0,20

El gráfico 4 representa estos resultados obtenidos en donde se observan los valores de filtración marginal para cada cemento evaluado y la comparación entre ellos, en el que queda claro que el cemento que menos valores de filtración presentó es el RelyX ARC (grupo 5) y el que mayores valores presentó fue seT PP (grupo 4)



Gráfico 4: medias (mm) de los materiales evaluados.



El análisis estadístico se puede observar en la tabla 11, donde se evidencia que hubo diferencias estadísticamente significativas entre los materiales experimentales con un valor de p menor a 0,05. No así con respecto a la comparación de las superficies (p=0,345), ni a la interacción material-superficie (p=0,258)

Tabla 11: análisis de Varianza

Variable dependiente: mm

Origen	SC tipo III	Gl	MC	F	Valor de p
Material	131,502	4	32,876	16,416	0,0001
Superficie	1,825	1	1,825	0,911	0,345
Material * Superficie	11,057	4	2,764	1,380	0,258
Error	80,107	40	2,003		
Total	571,216	50			
Total corregida	224,492	49			

R cuadrado = 0,643 (R cuadrado corregida = 0,563). Significancia Estadística: p <= 0,05



En el test de comparaciones múltiples de Tukey, Tabla 6, se observa que RelyX ARC y RelyX U100 no presentaron diferencias estadísticamente significativas en su comportamiento (A), pero sí ambos con el resto de los cementos evaluados: BisCem, MaxCem y seT PP respectivamente, que tampoco registraron diferencias significativas entre ellos (B).

Tabla 12: Test de comparaciones múltiples.

DHS de Tukey. Alfa= 0,05 Error: 2,003 gl: 40

Material	Medias	N		
RelyX ARC	0,153	10	A	
RelyX U100	0,9327	10	A	
BisCem	3,429	10		B
MaxCem	3,974	10		B
seT PP	4,391	10		B

Medias con una letra en común no son significativamente diferentes ($p \leq 0,05$)



DISCUSIÓN.



DISCUSIÓN

La mayor ventaja de los cementos autoadhesivos es la rápida y relativamente fácil técnica de aplicación lo que representa una de las características más deseables de los materiales dentales, la disminución de pasos clínicos y por lo tanto el ahorro del tiempo operatorio. (Viotti et al, 2009) Los cementos convencionales de resinas de múltiples pasos para su aplicación presentan una técnica compleja y sensible que pueden poner en peligro la eficacia de unión adhesiva de la restauración al diente (Frankerberger, 2000).

En este estudio se encontraron diferencias significativas en la **resistencia adhesiva** a dentina entre los diferentes agentes o medios cementantes experimentales. Los cementos resinosos autoadhesivos, presentaron valores de resistencia adhesiva significativamente más bajos que los sistemas convencionales de varios pasos representados por el grupo control (RelyX ARC).

La baja resistencia de unión registrada para estos cementos está probablemente relacionada con la limitada capacidad de los mismos para desmineralizar e infiltrar el sustrato dentinario (Viotti, 2009). A pesar de su bajo pH inicial, la mayor viscosidad de estos cementos podría explicar el porqué no se forma una verdadera capa híbrida cuando son aplicados a dentina (Monticelli, 2008), ya que la calidad de la interface de dentina-cemento está estrechamente relacionada con la extensión de la infiltración de los monómeros en el colágeno de dentina desmineralizada (Hashimoto, 2004; Zorzin, 2014). Ésto fue corroborado en nuestro estudio por medio de la observación con lupa estereoscópica donde se determinó que las fallas en la unión fueron de tipo adhesivas, es decir del cemento con la superficie de la dentina (figura 49).

Para promover una eficiente adhesión micromecánica entre las fibras colágenas de la dentina, estos cementos deberían ser capaces de acondicionar el sustrato dentinario en un tiempo relativamente corto, requiriendo óptimas propiedades de humectancia para asegurar una rápida interacción con la



dentina (Han, 2007; Nawareg, 2015). Como regla general la adhesión de polímeros es dependiente de la energía superficial y de la capacidad de mojado del adhesivo o medio cementante al sustrato, el grabado con ácido fosfórico produce un área con mayor energía superficial debido a la remoción del smear layer y aumento de la rugosidad superficial lo que conlleva al aumento de la mojabilidad (Van Meerbeek y col. 2003; Toledano y col. 1999.) ésto tal vez explica los mayores valores de adhesión de los cementos de resina convencionales representado en este trabajo por RelyX ARC (grupo control).

Hay estudios que demuestran mejores valores de adhesión de los cementos autoacondicionantes, con la previa colocación en dentina de ácido fosfórico. Los autores especulan que el aumento de contenido de agua de la dentina después del grabado ácido (Banomyong, 2007) ayuda a una mejor ionización de los monómeros ácidos de los agentes cementantes, permitiendo un mejor acondicionamiento de la superficie y unión de los polímeros (Erhardt, 2004; Moszner, 2005; Mazzitelli, 2008; Baader, 2016).

Por otro lado, existen estudios que reportan menores valores de fuerza de unión cuando se realiza grabado ácido previo a la colocación de los cementos de autograbado (De Munck, 2004; Hikita, 2007). Las dificultades en la estandarización de las metodologías de trabajo, como el grosor del smear layer, aplicación de peso para el cementado o preparación de los especímenes para los ensayos, hacen imposible la comparación de los resultados presentados por los diferentes autores.

El objetivo de este trabajo fue la evaluación de cuatro cementos de autograbado según las indicaciones e instrucciones de los fabricantes, que finalmente será lo que el odontólogo realizará en su consultorio. De los resultados obtenidos en éste y otros estudios, se desprende que los profesionales que elijan estos sistemas, valorando el ahorro de tiempo operatorio y simplicidad de la técnica, deberían contemplar los menores valores de unión a los tejidos dentarios, evitando su uso en preparaciones poco o nada retentivas. La menor resistencia adhesiva podría ser atribuida en parte o en



todo a la capacidad de los cementos de autograbado, de interacción química con la hidroxiapatita de la dentina, más que a la adhesión micromecánica, ya que sólo interactúan superficialmente con la dentina (Yoshida, 2004; Gerth, 2006; Dos Santos, 2014).

De los materiales experimentales evaluados, los valores de resistencia adhesiva a dentina más bajos se obtuvieron con MaxCem y seT PP. De acuerdo a los fabricantes la capacidad de autograbado es atribuida a la presencia de diferentes monómeros ácidos en la fórmula de los agentes cementantes, tales como GPDM en MaxCem y metacrilatos de ésteres fosfóricos en seT PP, cuyo potencial ácido y concentración serían insuficientes para promover el autoacondicionamiento de la dentina (Turp; 2013); comparativamente con los ésteres de ácido fosfórico presentes en RelyX U 100 que presentó mayores valores de adhesión. Otro factor a tener en cuenta es que estos cementos una vez polimerizados deberían modificar el pH y hacerlo más neutro, Han en su estudio en el 2007 demostró que 48 hs después de la polimerización solo RelyX U100 presentó un valor de pH neutro (7) mientras que MaxCem presentó un pH de 3,6. La permanencia de un pH bajo durante un tiempo podría influir de manera negativa en la resistencia adhesiva a dentina. (Wang, 2005; Han, 2007; Costa, 2014).

Finalmente la unión a la cerámica no fue objeto de estudio en este trabajo, pero es digno de destacar que la efectividad de la adhesión ha sido reportada por numerosos autores (Hölland, 2000; Borges, 2003; Della Bona, 2003; De Munk, 2004; Piwowarczyk, 2004; Peumans 2013; Uludag, 2014; Frankenberger, 2015) quienes preconizan el tratamiento de las superficies cerámicas mediante la aplicación de ácido fluorhídrico y silano que asegura una correcta adhesión cemento-cerámica sin tener en cuenta el cemento utilizado. En nuestra experiencia esto se ve reflejado por el hecho que las fallas de unión en todos los casos fue entre los cementos resinosos y la dentina sin reportes de fallas cemento-cerámicas.



En lo que respecta a **espesor de película** es de destacar que uno de los requisitos que deben cumplir estos materiales es el de tener una adecuada consistencia, es decir ser lo suficientemente fluidos según la restauración a cementar y lograr de esta manera un espesor de película conveniente (White, 1993; Piemjai, 2001; Yu, 1995). La capacidad de esparcirse de los cementos, es una propiedad que depende del factor tiempo, cuando durante su transcurso se desarrolla una reacción que determina su fraguado o cambio de estado (Rosenstiel, 1998).

Siguiendo la norma ISO 4049/2000 para materiales odontológicos de base polimérica, que establece que los cementos dentales de base polimérica deben presentar un espesor de película por debajo de 50 μm para ajustarse a la norma; se trabajó en este estudio con tres tiempos de espera 1,3 y 6 minutos luego de realizada la mezcla y una carga posterior de 25 N, con la finalidad de establecer la incidencia del tiempo en el grosor de capa del cemento. Este hecho se verificó en nuestros resultados, ya que la variable tiempo de espera mostró diferencias significativas ($p = 0,0001$) cuando se trabajó con 6 minutos, comparado con 1 y 3 minutos luego de realizada la mezcla, en todos los materiales experimentales. En todos los cementos de autograbado evaluados, así como en el cemento de resina convencional, se observó que a medida que transcurre el tiempo desde el momento de la mezcla, la viscosidad aumentaba considerablemente por lo que sería importante destacar que el operador deberá trabajar en forma rápida y efectiva para lograr un espesor de película adecuado. Los fabricantes establecen en sus prospectos los tiempos de trabajo de sus productos diferenciando el tiempo de mezcla, tiempo de trabajo, tiempo de fotopolimerización y finalmente tiempo de autopolimerización, que en ninguno de los cementos evaluados la sumatoria de todos los tiempos es menor a 7 minutos, ésto explicaría el hecho que los espesores de película de todos los grupos evaluados se mantuvieron por debajo de los 50 μm a los 6 minutos de evaluados, de todas maneras es significativo el aumento de los espesores de película a medida que transcurre el tiempo por lo que en ninguno



de los casos se puede exceder este tiempo, si se quiere lograr un asentamiento de las restauraciones rígidas sin interferencias (Vrochari, 2009; Moraes, 2011). Por otra parte el espesor de película de los cementos resinosos está influenciado por la carga que se aplica durante el asentamiento de la restauración, hasta obtener el completo endurecimiento del material (Moraes, 2011; Zahra, 2006). En este estudio se obtuvieron espesores de película que oscilaron entre 14 μm a 19 μm , con un tiempo de 1 minuto, entre 19 μm a 31 μm , con un tiempo de 3 minutos y entre 34 μm a 42 μm a los 6 minutos, con la aplicación de una carga de 25 N durante un minuto. De ésto se deduce, que los medios cementantes de autograbado evaluados cumplirían con una de las propiedades deseables de los cementos resinosos, como es el reducido espesor de película, no existiendo diferencias significativas entre los diferentes materiales experimentales ($p = 0,0921$). Estos resultados son coincidentes con los de Kious (2009), Además según lo informado por Moraes (2011), los cementos de resina autoadhesivos presentan una velocidad de polimerización más lenta y menor grado de conversión final, otorgando mayor tiempo durante el asentamiento, lo que justificaría quizás los reducidos valores de espesor registrados, aún con un tiempo de 6 minutos en el cual no se encontraron espesores que superaran los 50 μm .

Por otra parte los cementos de autograbado presentan una viscosidad diferente si se los compara con los cementos tradicionales, que se encuentra relacionada con el porcentaje de relleno inorgánico de refuerzo que varía según el material seleccionado (Macchi 2007; Ferracane 2011). Según Han (2007), un menor porcentaje de partículas de relleno otorgaría al cemento un espesor de película más bajo, de acuerdo a los resultados obtenidos en su trabajo.

De los cementos evaluados en este estudio, el menor espesor de película lo presentó el RelyX ARC (14 μm al minuto), con 67,5 % de relleno inorgánico en peso y un tamaño de partícula de 1,5 μm . Los restantes materiales oscilaron entre 17 μm y 19 μm al minuto, con los siguientes porcentajes de relleno: RelyX



U100 (70%), BisCem (60%), MaxCem (66%) y seT PP (65%). Ésto podría corroborar lo expresado anteriormente.

Ahora bien, se dijo que las restauraciones rígidas estéticas deben ser fijadas a la estructura dentaria por medio de agentes o medios cementantes para evitar su desprendimiento y garantizar su permanencia en la cavidad bucal, no siendo este su único objetivo. Debemos considerar además ciertas propiedades de los cementos, como **adhesión** de los mismos a la estructura dentaria para lograr una eficiente integración diente-restauración; **espesor de película** para conseguir un correcto asentamiento de la restauración, con la menor desadaptación marginal y la capacidad de **sellado marginal** en relación directa al grado de filtración; propiedades que fueron evaluadas en este estudio.

La presencia de microfiltración y desajuste marginal son una de las causas del fracaso de las restauraciones dentales de prótesis fija (Nawareg, 2015) Los márgenes abiertos en la interface diente - restauración, favorecen la microfiltración. Ante la presencia de una brecha abierta los microorganismos ingresan en esta interface y pueden generar hipersensibilidad, caries secundaria, necrosis pulpar y enfermedad periodontal, por lo tanto es importante intentar minimizar este desajuste marginal. Factores como diseño cavitario, ajuste de la restauración tipo y naturaleza del medio cementante son cruciales para disminuir la filtración marginal. Para poder observar el sellado marginal se hicieron observaciones en microscopio confocal laser (Olympus Lext 3D Laser Microscope Ols4000. Laboratorio Lamarx Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física. Universidad Nacional de Córdoba.) (Fig. 54 y 55).

Los cementos de resina han demostrado ser materiales poco solubles, biocompatibles y presentar bajos valores de microfiltración. (Han, 2007; Piwowarczy, 2005; Barcellos, 2011) La calidad de adhesión es la responsable de estos bajos valores de filtración, sin embargo dentro de sus componentes contienen altos porcentajes de relleno que puede afectar el asentamiento de la



prótesis, así como aumentar la contracción durante la polimerización (Spinell, 2009).

En este estudio se realizó el test de la microfiltración mediante la tinción con azul de metileno al 2%. Este método de tinción, permite que el colorante ingrese en los espacios marginales, simulando el paso de las bacterias en los espacios vacíos, los cuales serían la causa de formación de caries (Korkut, 2011). Posteriormente se realizaron dos cortes por espécimen para poder observar si hubo microfiltración en lugares distintos del diente, y se evaluó la penetración del colorante en dos superficies por diente.

Las muestras teñidas fueron observadas bajo magnificación de 40 aumentos para determinar el área de microfiltración.

Tomando como base la gran bibliografía que hay al respecto, se realizó una primera medición de la microfiltración por medio de una escala del 0 al 3 de acuerdo a la penetración en profundidad del colorante estableciéndose el valor 0 como ausencia de filtración y el valor 3 cuando el colorante ha difundido por toda la extensión de cemento hasta llegar a la pared pulpar. Si bien esta técnica pone en evidencia si hubo o no filtración, podría ser subjetiva y sobre todo poco precisa.

El análisis estadístico no paramétrico se realizó por medio de prueba de Kruskal Wallis que no mostró diferencias estadísticamente significativas entre materiales ($p=0.733$). Por lo que se decidió realizar mediciones en mm de la penetración del colorante, utilizando un software para morfometría (Image Pro Plus v.4.52 de la empresa Media Cybernetics Inc. ABO. UNC.). De los datos obtenidos se desprende que el cemento que menos filtración presentó fue el grupo control, RelyX ARC, con una media de 0,15mm.

De los cementos de autograbado, el que mejor se comportó fue RelyX U100 con 0,93mm promedio, seguido por BisCem con 3,43mm, MaxCem 3,97 y finalmente seT PP con 4,39 representando el grupo que mayor filtración presentó. El análisis estadístico arrojó diferencias estadísticamente significativas entre los cementos ($p= 0,0001$) no así entre las superficies ni la



interacción superficie/material. El test de comparaciones múltiples evidenció que no existen diferencias significativas entre RelyX ARC y RelyX U100, pero sí entre ellos con el resto de los cementos. Este hecho demuestra que muchas veces podemos incurrir en falsos resultados estadísticos, que harían cambiar las discusiones y conclusiones de un trabajo de investigación. Como se observó en este trabajo, si nos valíamos solamente de la prueba cualitativa, los cementos no presentaron diferencias estadísticamente significativas, por lo tanto podríamos inferir que todos los cementos se comportaban de la misma manera desde el punto de vista de la filtración marginal, esto se contrapone a los resultados obtenidos por medio de mediciones cuantitativas que sometidas al análisis estadístico, arrojaron diferencias significativas en cuanto a la filtración marginal de los distintos cementos evaluados.

Estos resultados son coincidentes con los hallados por Piwowarczyk (2005), en el cual los cementos RelyX Unicem y RelyX ARC demostraron ser los cementos con mejor sellado tanto en esmalte como en dentina demostrándose una vez más que el éxito de un buen sellado depende de la naturaleza del cemento.

Wiedig (2010), comparó distintos cementos autoacondicionantes y demostró que el cemento RelyX U100 tiene la mejor adhesión a la dentina, esmalte, circonio y un pH 6. La presencia de un pH elevado en el cemento RelyX encontrado en el estudio de Wiedig, coincide con lo comentado por De Souza en el año 2006 y Barcellos en el año 2011, en el cual, la presencia de un pH 5, es debido al intercambio entre el diente y monómero del cemento RelyX, dando como resultado un sellado muy eficaz. (Wiedig, 2010; Barcellos, 2011; De Souza Costa, 2006)

Hooshmand (2011) demostró que el cemento RelyX Unicem presentó bajos valores de microfiltración.

De los cinco cementos evaluados en este estudio seT PP, MaxCem y BisCem son los que presentaron mayor filtración, esto podría deberse a la poca capacidad de adherirse efectivamente al esmalte dentario y por lo tanto el logro



de un adecuado sellado marginal a nivel de borde cavo periférico (Hikita, 2007).

A pesar de que los cementos de resina son sistemas con efectivas propiedades de adhesión al diente, tienen ciertas desventajas como la gran cantidad de relleno que contienen en un porcentaje entre el 40% y 70%. Ésto dificulta la fluidez del cemento, eleva los valores de contracción durante la polimerización, y dificulta el asentamiento de las restauraciones (Coli, 2004; Vaz, 2012; Uludag, 2014).

Ante la presencia de viscosidad del cemento, se sugiere una determinada presión al cementar. Teniendo en cuenta que los cementos de resina tienen propiedades tixotrópicas, ejercer presión sobre el mismo, puede ser beneficioso durante la cementación. Según Black las fuerzas usadas durante la cementación pueden ser entre 20 y 60N. Una fuerza de 25N sería lo ideal. Por lo tanto en este estudio se trabajó con una presión de cementado de 25N constante durante 1 minuto. Ésto también fue explicado por Goracci en un estudio realizado en el año 2006, donde observó al microscopio que MaxCem interactuó superficialmente con la dentina bajo una fuerza de 40N. Por otro lado, el cemento RelyX Unicem exhibió un mejor sellado marginal con 20N de presión, y con 40N el cemento se hizo más fino y menos poroso, pero esto no aumentó la penetración del mismo en la dentina, corroborando una vez más que el cemento RelyX Unicem tiene deficiente formación de capa híbrida (Goracci, 2006). Por otra parte los resultados en cuanto a la resistencia adhesiva obtenidos en este trabajo, coincidentes con otros autores, en donde se demostró la falla adhesiva de los cementos con respecto a los tejidos dentarios podría explicar el hecho de la generación de una interface a nivel del borde cavo periférico por donde se podría suceder la microfiltración (Fig. 56-57 y 58) en algunos casos la interface puede involucrar solamente esmalte y por lo tanto se considera que la filtración marginal es leve, a medida que se profundiza hacia pulpar y traspasa la conexión amelodentinaria se considera la filtración como moderada y si llega a la pared pulpar es grave. (Fig. 59-60-61).



Concluyendo, actualmente la tendencia es simplificar los procedimientos en post del ahorro de tiempo operatorio, desarrollándose constantemente materiales que van en ese sentido. Por lo tanto, los odontólogos deben esforzarse por determinar la naturaleza de cada cemento, conocer las propiedades (como algunas de las evaluadas en este estudio), dominar su preparación y respetar los protocolos de aplicación para disminuir los efectos no deseados de los mismos, con el consiguiente éxito clínico de la restauración.

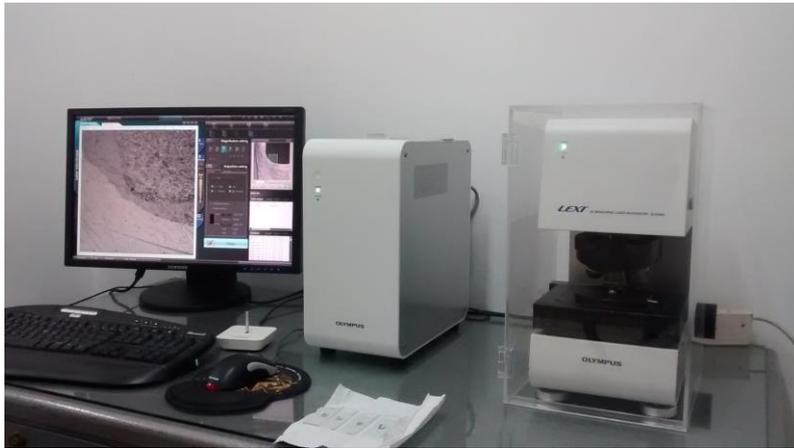


Figura 54: *microscopio Confocal Laser Olympus Lext 3d Laser Microscope Ols4000. Laboratorio Lamarx, Facultad de Matemática, Astronomía y Física. Universidad Nacional de Córdoba.*

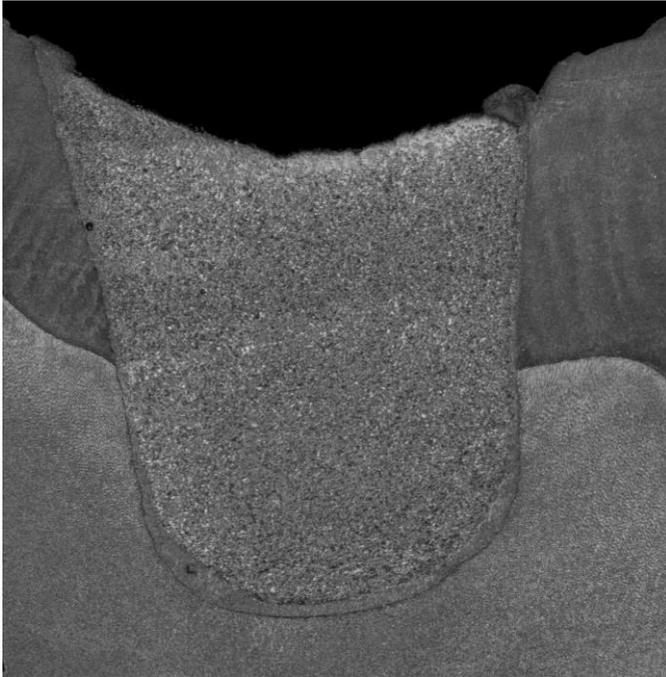


Figura 55: observación a 108X de aumento del conjunto incrustación, cemento y tejidos dentarios.

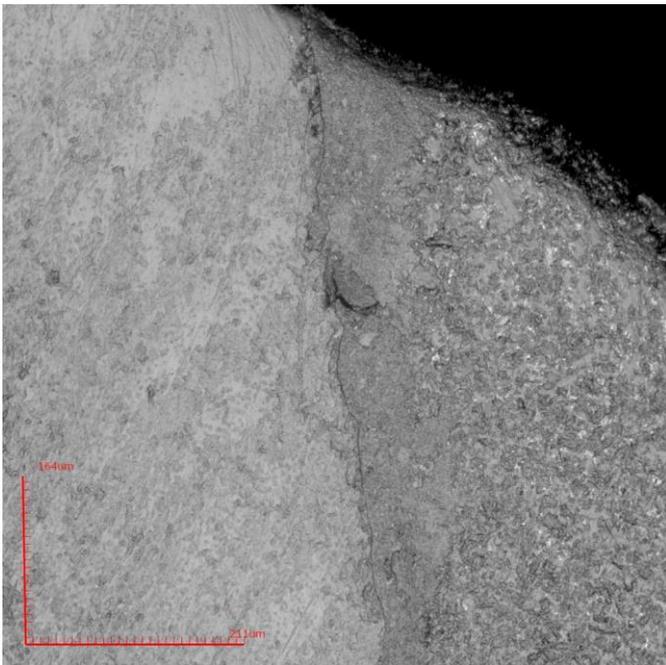


Figura 56: observación a 428X de aumento del borde cavo periferico de una muestra del grupo 2, correspondiente a BisCem, donde se observa la interface entre el cemento y el esmalte.

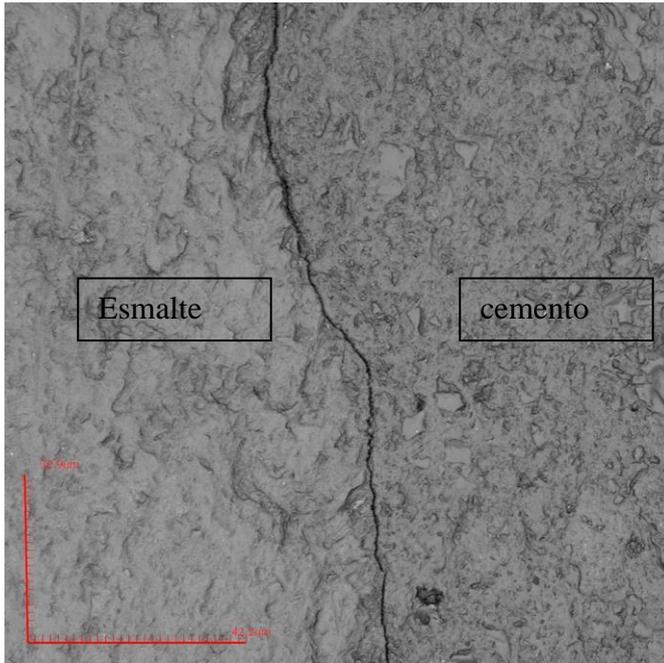


Figura 57: observación a 2132X de aumento de una muestra del grupo 2, correspondiente a BisCem, donde se observa la interfase entre el cemento y el esmalte.

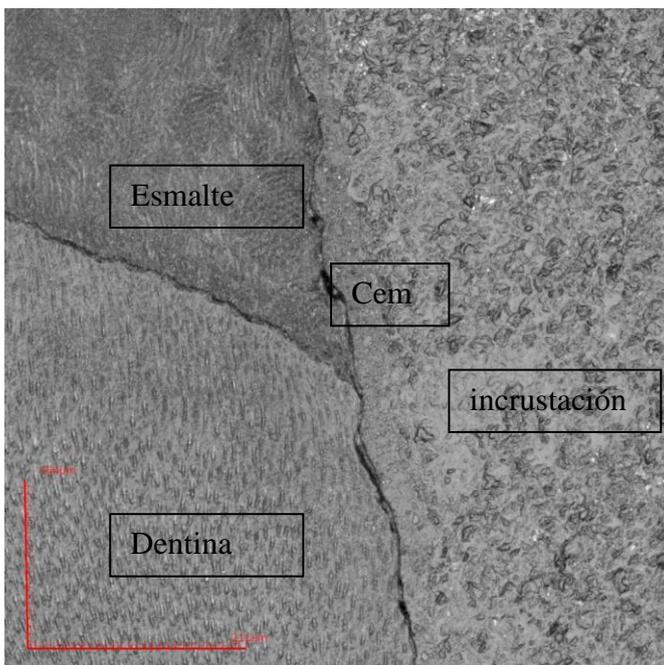


Figura 58: observación a 428X de aumento a nivel de conexión amelo dentinaria del grupo 4 correspondiente a seT PP, donde se observa la gran interfase entre el cemento, el esmalte y la dentina

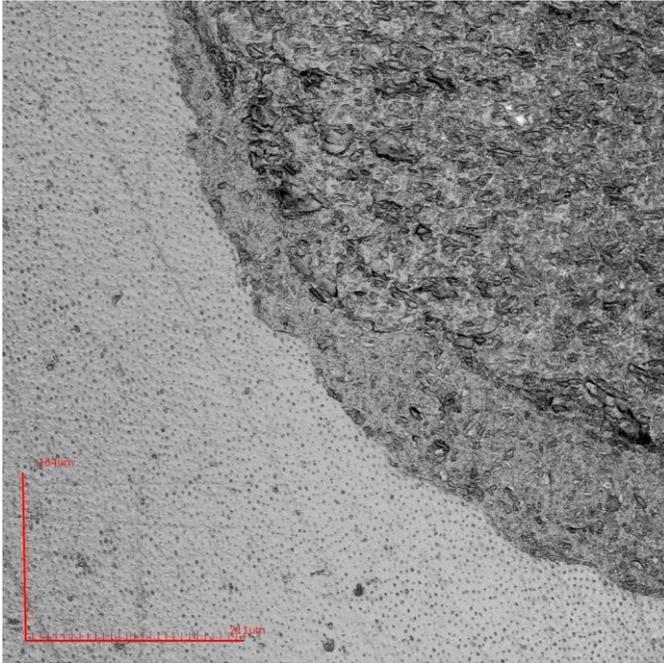


Figura 59: observación a 428X de aumento, de una muestra del grupo 1 correspondiente a RelyX U100, donde se observa la correcta adaptación del cemento a nivel axio pulpar entre el cemento y la dentina.

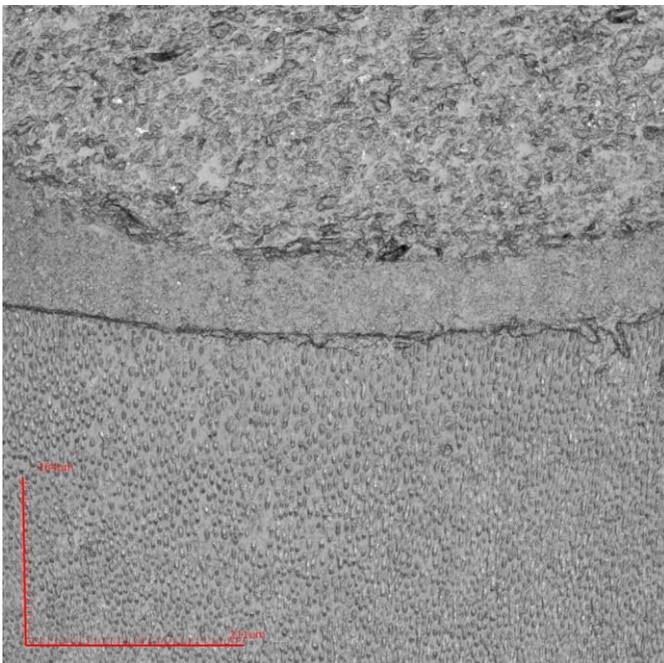


Figura 60: observación a 428X de aumento, grupo control a nivel de pared pulpar. Nótese la infiltración del adhesivo.

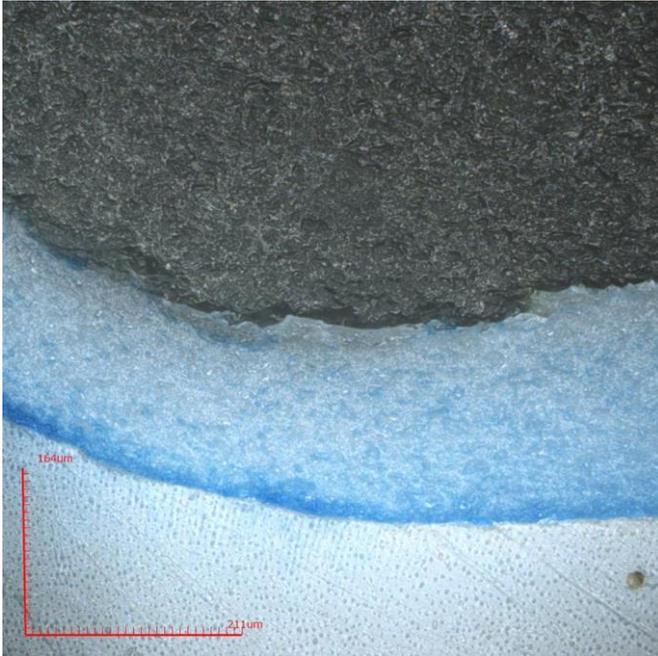


Figura 61: observación a 428X de aumento, muestra del grupo 4, donde se observa la penetración del colorante en una filtración de grado 3.



CONCLUSIÓN.



CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos en este trabajo y con las limitaciones que presenta un estudio in vitro, se puede concluir que:

- A la hora de seleccionar este tipo de cementos y considerando los bajos valores de adhesión obtenidos en este estudio, se deberá tener en cuenta las características de la preparación dentaria y las exigencias mecánicas de la restauración para evitar futuros inconvenientes. Si se pretende seguridad adhesiva en procedimientos con preparaciones poco retentivas, los cementos resinosos con protocolo adhesivo previo serían los de elección para estas situaciones clínicas.
- Los cementos de autograbado y el cemento de resina convencional presentaron un adecuado espesor de película (menor a 50 μm .) En este sentido todos los cementos evaluados cumplen con este requisito fundamental.
- Desde el punto de vista del espesor de película, resulta de suma importancia respetar fielmente las características y tiempos de manipulación establecidos por el fabricante, ya que si no se actúa dentro de esos plazos los espesores aumentan considerablemente pudiendo afectar el correcto asentamiento de la restauración.
- Ningún cemento pudo eliminar la filtración marginal, por lo que la técnica de colocación debe ser lo más minuciosa posible para garantizar la correcta adhesión y adaptación de la restauración y minimizar al máximo los valores de filtración marginal.
- Para el análisis de la filtración marginal, en nuestra experiencia, los valores paramétricos resultaron más confiables que el análisis no paramétrico, pudiendo determinarse con mayor exactitud la penetración del colorante en la interface diente-restauración. Por lo que es



recomendable hacer en este tipo de estudios registros métricos y someterlos a análisis para establecer significancia.

- Finalmente resulta necesaria la evaluación clínica a largo plazo de estos materiales para poder establecer si la simplicidad de la técnica se acompaña con resultados aceptables en el tiempo.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abdalla A I, Davidson CL (2000). Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements. *Am J Dent*; 13: 77-80.

Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*; 9:161-7.

American National Standards Institution / American Dental Association (1993). ANSI/ADA Spec N° 96 for dental water-based cements.

André CB, Aguiar TR, Ayres AP, Ambrosano GM, Giannini M (2013). Bond strength of self-adhesive resin cements to dry and moist dentin. *Braz Oral Res*; 27 (5): 389-95.

Andreatta O, Araujo M, Bottino M, Nishioka R, Menezes M (2005). Study Of Thermocycling Effect On The Bond Strength Between An Aluminous Ceramic And Resin Cement. *J Appl Oral Sci*; 13 (1): 53-7.

Attar N, Tam LE, Mc Comb D (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*; 89: 127-134.

Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S (1999). In Vitro Evaluation of fit of adhesively luted ceramic inlays. *Int J Prosth*; 81: 135-141.

Baader K, Hiller KA, Buchalla W, Schmalz G, Federlin M (2016). Self-adhesive Luting of Partial Ceramic Crowns: Selective Enamel Etching Leads to Higher Survival After 6.5 Years In Vivo. *J Adhes Dent* 18 (1): 69-79.



Bader Mattar M, Rojas CS, Terrazas Soto P (2013). Análisis comparativo del grado de resistencia adhesiva obtenida en distintas zonas de la dentina radicular con diferentes tipos de cementos de Resina Compuesta. Rev dent Chile; 104 (1): 3-9.

Banomyong D, Palamara JE, Burrow MF, Messer HH (2007). Effect of dentin conditioning on dentin permeability and micro-shear bond strength. Eur J Oral Sci; 115: 502-9.

Barcellos DC, Batista GR, Silva MA, Rangel PM, Torres CR, Fava M (2011). Evaluation of bond strength of self adhesive cements to dentin with or without application of adhesive system. J Adhes Dent; 13 (3): 261-265.

Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ (1986). Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. Oper Dent; 11: 111-116.

Barrancos Mooney J y col (2015): Incrustaciones de porcelana. En: Operatoria Dental. Integración clínica. 5 ed. Ed. Médica Panamericana, Buenos Aires, pp 1189-1204.

Bertacchini S, Cipponeri K (2002). Medios cementantes adhesivos. Rev Asoc Odontol Argent; 2002; 90: 124-30.

Bertoldi Hepburn A (2004). Incrustaciones de resina compuesta. Consideraciones generales. Rev Asoc Odontol Argent; 92 (3) : 253-64.

Bertoldi Hepburn A (2007). Fijación de estructuras rígidas en odontología restauradora. Una revisión general. Rev Asoc Odontol Argent; 95: 403-416.

Bertoldi Hepburn A (2012). Fijación de estructuras rígidas en odontología restauradora. En Rehabilitación Posendodóntica. Cap. 9. 1° ed. Ed. Médica Panamericana, Buenos Aires; pp. 285-304.



Bertone M, Piedra M, Tumini J, Rodríguez Pipino F, Tamini Elicegui L (2001). Adaptación y filtración marginal de incrustaciones de cerámica y cerómero. Rev Asoc Odontol Argent; 89 (3): 243-48.

Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC (2003). Effect of etching and airborne particle on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent; 89: 479-88.

Bott B, Hanning M (2003). Effect of different luting material on the marginal adaptation of class I ceramic inlay restoration in vitro. Dent Mater; 1: 264-69.

Bottino M, Valandro LF, Scotti R, Buso L (2005). Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. Int J Prosthodont; 18:60-5.

Bowen RL (1965). Method of preparing a monomer having phenoxyand methacrylate groups linked by hydroxy glyceryl groups. USP No. 3,179,623.

Braga R, Cesar PF, Gonzaga CC (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehabil; 29: 257-262.

Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res; 34: 849-53.

Burke FJ (2005). Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. Dent Update; 32: 251- 254.

Busscher HJ, Retief DH, Arends J (1987). Relationship between surface-free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel. Dent Mater; 3: 60-63.

Coli P, Karlsson S (2004). Fit of a new pressure - sintered zirconium dioxide coping. Int JProsthodont; 17 (1): 59-64.



Costa LA, Carneiro KK, Tanaka A, Lima DM, Bauer J (2014). Evaluation of pH, ultimate tensile strength, and micro-shear bond strength of two self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res*; 28 (1): 1-7.

De La Macorra J C, Pradíes G (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Invest*; 6: 198-204.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*; 20: 963-971.

De Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC (2006). Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mater*; 22: 954-962.

Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*; 19: 693-699.

Diaz Arnold A M, Vargas M A, Haselton D. R (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 81: 135-141.

Dos Santos VH, Griza S, de Moraes RR, Faria-E-Silva AL (2014). Bond strength of self-adhesive resin cements to composite submitted to different surface pretreatments. *Restor Dent Endod*; 39 (1): 12-6.

El Zohairy A, De Gee A, Mohsen M, Feilzer A (2005). Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Dent Mater*; 21: 83-93.

Elsaka SE (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*; 16 (6): 531-40.



Erhardt MC, Cavalcante LM, Pimenta LA (2004). Influence of phosphoric acid pretreatment on self-etching bond strengths. *J Esthet Restor Dent*; 16: 33-40.

Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Monticelli F, Grandini S, Ferrari M (2005). In Vitro Evaluation of Wall-to-Wall Adaptation of a Self-adhesive Resin Cement used for Luting Gold and Ceramic Inlays. *J Adhes Dent*; 7: 33-40.

Farrokh A, Mohsen M, Soheil S, Nazanin B (2012). Shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin. *Indian J Dent Res*; 23: 221-5.

Fernandez AL, Donna Fabr  MG, Platero Bianchi CA (2010). Microfiltracion en restauraciones coronarias completas libres de metal. *Revista Facultad de Odontolog a UNCuyo*; 4: 16-22.

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 295-314.

Fraga R, Luca-Fraga L, Pimenta LA (2000). Physical properties of resinous cements: an in vitro study. *J Oral Rehabil*; 27: 1064-1067.

Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, Petschelt A (1999). Dentin bond strenght and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent*; 24 (3): 147-55.

Frankenberger R, Kr mer N, Pestchelt A (2000). Technique sensitivity of denting bonding: effect of application mistakes on bond strength an marginal adaptation. *Oper Dent*; 25: 324-330.

Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Kr mer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*; 18(1):9-20.



Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites - a comparative study. *Dent Mater*; 22: 934-941.

Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ (1991). Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int*; 22: 47-49.

Gladys S, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G (2001). Microleakage of adhesive restorative materials. *Am J Dent*; 14 (3): 170-6.

Goldberg M, Septier D, Lécolle S, Vermelin L, Bissila-Mapahou P, Carreau JP, Gritli A, Bloch-Zupan A (1995). Lipids in predentine and dentine. *Connect Tissue Res*; 33: 105-114.

Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. (2009). *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular. Bucodental. 3ra. Edición. México: Ed. Médica Panamericana.*

Goracci C, Cury A H, Cantoro A, Papacchini F, Tay F R, Ferrari M (2006). Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*; 8: 327-335.

Gré CP, de Ré Silveira RC, Shibata S, Lago CT, Vieira LC (2016). Effect of Silanization on Microtensile Bond Strength of Different Resin Cements to a Lithium Disilicate Glass Ceramic. *J Contemp Dent Pract*; 17(2): 149-53.

Gwinnett AJ (1992). Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent*; 5: 127-129.

Hahn P, Schaller H, Hafner P, Hellwig E (2000). Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *J Oral Rehabil*; 27:1-8.



Haller B, Hassner K, Moll K (2003). Marginal adaptation of dentine bonded ceramic inlays: effects of bonding systems and luting resin composites. Oper Dent; 28 : 574-584.

Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T (2007). Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. Dent Mater; 26: 906-14.

Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, Pashley DH (2004). Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. J Dent Res; 83: 843-48.

Henestroza HG, Gomes JC (2003). La adhesión en prostodoncia fija. En: Adhesión en Odontología Restauradora. Cap.14. 1ª ed. Ed. MAIO, Curitiba; pp. 367-389.

Henostroza HG y col (2010). Adhesión en Odontología Restauradora. 2da ed. Madrid: Editorial Ripano.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater; 23: 71-80.

Hölland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramic. J Biomed Mater Res; 53: 297-303.

Hooshmand T, Mohajerfar M, Keshvad A, Motahary P (2011). Microleakage and marginal gap of adhesive cements for noble alloy full cast crowns. Oper Dent; 36(3):258-265.

Hummel S K, Marker V, Pace L, Goldfogle M (1997). Surface treatment of indirect resin composite surfaces before cementation. J Prosthet Dent; 77(6): 568-72.



ISO 4049: 2000 (2000). Dentistry-polymer-based filling, restorative and luting materials, 3rd edition.

Kato G, Nakabayashi N (1998). The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater*; 14: 347-352.

Kato H, Matsumura H, Atauta M (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*; 27: 103-10.

Kious A R, Roberts HW, Brackett WW (2009). Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent*; 101: 189-192.

Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H (2012). Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Sci*; 54: 39-46.

Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H (2011). Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: An in - vitro study. *Oper Dent*; 36(1):72-79.

Kramer N, Frankenberger R (2000). Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent*; 25: 466-72.

Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*; 13 : 60-76.

Kugel G, Ferrari M (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*; 131 Suppl: 20S-25S.

Kugel G (2000). Direct and indirect adhesive restorative materials: A review. *Am J Dent*; 13: 35-40.



Lanata EJ, Bertone MN, Lombardo NP, Zaiden S (2011). Incrustaciones Estéticas. En: Operatoria Dental. Estética y adhesión. 2da. Edición. Ed. Grupo Guía SA, Buenos Aires, pp 239-54.

Levine WA (1989). An evaluation of film thickness of resin luting agents. J Prosthet Dent; 62(2): 175-8.

Macchi RL (2000). Incrustaciones, coronas y puentes. En: Materiales Dentales. 3ª ed. Ed. Medica Panamericana, Buenos Aires, pp 257-311.

Macchi RL y col (2007). Materiales Dentales. Cap. 12. 4ª ed. Ed Panamericana, Bs.As, pp. 149-153.

Mahmoodi N, Hooshmand T, Heidari S, Khoshro K (2016). Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia ceramic to resin cements. Lasers Med Sci; 31(2): 205-11.

Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH (2002). Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Dent Mater; 18: 609-621.

Manhart J, Chen H Y, Nehuerer P, Sheibenbogen-fuchsbrunner A, Hickel R (2001). Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. Am J Dent; 14(2): 95-99.

Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R (2004). Buonocore Memorial Lecture Review of the clinical survival of direct and indirect restoration in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent; 29: 481-508.

Marshall GW Jr, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ (1995). Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. J Biomed Mater Res; 29: 1381-1387.



Marshall GW Jr, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent Res*; 25: 441-458.

Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M (2008). Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dent Mater*; 24: 1156-1163.

Meckel AH, Griebstein WJ, Neal RJ (1965). Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy. *Arch Oral Biol*; 10: 775-783.

Meng x, Yoshida K, Atsuta M (2006). Hardness development of dual-cured resin cements through different thickness of ceramics. *Dent Mater*; 25 (1) 132-137.

Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS (1996). Influence of film thickness on joint bond strength of a ceramic / resin composite joint. *Dent Mater*; 12 (4): 245-49.

Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M (2008). Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res*; 87 (10): 974-9.

Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, Schneider LFJ (2011). Dual and self curing potential of self-adhesive resin cements as thin films. *Oper Dent*; 36: 635-642.

Moszner N, Salz U, Zimmermann J (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater*; 21: 895-910.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982). The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*; 16: 265-73.

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N (1991). Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*; 3: 133-138.



Nakabayashi N, Pashley DH (2000). Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Editora LTDA.

Nakabayashi N, Saimi Y (1996). Bonding to intact dentin. J Dent Res; 75: 1706-1715.

Naranjo J, Ali M, Belles D (2015). Comparison of shear bond strength of self-etch and self-adhesive cements bonded to lithium disilicate, enamel and dentin. Tex Dent J; 132 (11): 914-21

Nawareg MM, Zidan AZ, Zhou J, Chiba A, Tagami J, Pashley DH (2015). Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review. Am J Dent; 28 (6): 321-32.

Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira PN, Sano H, Tagami J (2001). Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. Oper Dent; 26: 27-35.

Osman SA, McCabe JF, Walls AW (2006). Film Thickness and rheological properties of luting agents for crown cementation. Eur J Prosthodont Restor Dent; 14 (1): 23-7.

Ozturk N, Uzumez A, Usume S, Ozturk B (2005). Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. Quint Int; 36 (10): 771-7.

Palma, V (2002). Cemento de resina. Análisis de sus propiedades e inconvenientes y ventajas de su uso. RIPE;4(2):136-143.

Pashley DH (1984). Smear layer: physiological considerations. Oper Dent Suppl; 3: 13- 29.

Pashley DH (1991). Clinical correlations of dentin structure and function. J Prosthet Dent; 66: 777-781.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. Dent Mater; 11: 117-125.



Pashley DH, Carvalho RM (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*; 25: 355-372.

Pashley DH, Tay FR (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater*; 17: 430-444.

Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, Donnelly A, Garcia-Godoy F (2007). From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent*; 20: 7-20.

Pereira PN, Bedran-de-Castro AK, Duarte WR, Yamauchi M (2007). Removal of noncollagenous components affects dentin bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*; 80: 86-91.

Perinka L, Sano H, Hosoda H (1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*; 8: 229-233.

Peumans M, Voet M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Ende A, Van Meerbeek B (2013). Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig*; 17(3):739-50.

Peutzfeldt A (2001). Indirect resin an ceramic systems. *Oper dent*; 6:153-76.

Piemjai M (2001). Effect of seating force, margin desing and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosth*; 14: 412-416.

Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC (2007). Long-term bond between dualpolymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater*; 23:211-217.



Retief DH, Busscher HJ, de Boer P, Jongebloed WL, Arends J (1986). A laboratory evaluation of three etching solutions. *Dent Mater*; 2: 202-206.

Rosenstiel SF, Land M F, Crispin BJ (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*; 80: 280-301.

Roulet JF, Janda R, Wulf M, Tiller HJ (2003). A new adhesive technology for all-ceramic. *Dent Mater*, 19(6): 567- 573.

Roulet JF, Söderholm KJM, Longmate J (1995). Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res*; 74: 381-387.

Schittly E, Le Goff S, Besnault C, Sadoun M, Ruse N (2014). Effect of water storage on the flexural strength of four self-etching adhesive resin cements and on the dentin-titanium shear bond strength mediated by them. *Oper Dent*; 39(4): 171-7

Sekhri S, Mittal S, Garg S (2016). Tensile bond strength of self adhesive resin cement after various surface treatment of enamel. *J Clin Diagn Res*; 10(1): 01-04.

Sharawy M, Yaeger J (1986). Enamel. In: *Orban's Oral Histology and Embryology*, 10th ed., S.N. Bhaskar, Ed., St.Louis: C. V. Mosby, pp. 45-100.

Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*; 18: 380-388.

Spinell T; Schedle A; Watts DC (2009). Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin cements. *Dent Mater*; 25:1058-1066.

Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC (2003). Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*;16(3):277-82.



Ten Cate JM (1994). In situ models, physico-chemical aspects. *Adv Dent Res*; 8: 125-133.

Toledano M (2003). Cementos dentales. *Arte y Ciencia de los Materiales odontológicos* Madrid: Ediciones Avances; pp. 253.

Turp V, Sen D, Tuncelli B, Özcan M (2013). Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch- and-rinse technique. *J Adv Prosthodont*; 5 (3): 226-33.

Tyas, MJ, Anusavice, KJ, Frencken, JE, Mount, GJ (2000). Minimal intervention dentistry - a review. FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J*; 50: 1-12.

Uludag B, Yucedag E, Sahin V (2014). Microleakage of inlay ceramic systems luted with self-adhesive resin cements. *J Adhes Dent*; 16 (6): 523-9.

Urquia Morales MC, Brasca N, Girardi M, Rios MA (2001). Filtración marginal de restauraciones cervicales con ionómeros Vítreos y sellantes. *Rev Asoc Odontol Argent*; 89 (5): 459-63.

Van der Vyver PJ, De Wet FA (1998). The film thickness of five adhesive resin cement. *SADJ*; 53: 377-379.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*; 71: 1530-1540.

Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G (1992). Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent*; Suppl 5: 111-124.



Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent; 28: 215-235.

Vanherle G, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P (1995). Aspectos clínicos de la adhesión a dentina. Rev Asoc Odontol Argent; 83 : 95-7.

Vaz RR, Hipólito VD, D'Alpino PH, Goes MF (2012). Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. J Prosthodont; 21(2):101–11.

Viotti RG; Kasaz A; Pena CE; Alexandre RS; Arrais CA; Reis AF (2009). Microtensile Bond Strength Of New Self Adhesive Luting Agents And Conventional Multistep Systems. JProsthet Dent; 102: 306-312.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. Dent Mater; 25: 1104-1108.

Walter R, Minguez P, Pereira P (2005). Microtensile Bond Strength of Luting Materials to Coronal and Root Dentin. J Esthet Restor Dent; 17:165-171.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH, Watanabe LG, Marshall GW Jr, Marshall SJ (1996). Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. Dent Mater; 12: 109-115.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. J Dent Res; 73: 1212-1220.

Watanabe I, Nakabayashi N (1994). Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. J Dent; 22: 67-72.



White SN, Yu Z, Kipnis V (1992). Effect of seating forces on film thickness of new adhesive luting agents. J Prosthet Dent; 68: 476-481.

White SN, Yu Z, Kipnis V (1992). Film thickness of new adhesive luting agents. J Prosthet Dent 1992; 67: 782-785.

White SN, Bdent SC, Kipnis VJ (1993). Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. J Prosthet Dent; 69: 28-31.

White SN (1993). Adhesive cements and cementation. J Calif Dent Assoc; 21: 30-37.

Whittaker DK (1982). Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. Arch Oral Biol; 27: 383-392.

Wiedig, C (2010). Performance profile of different new self adhesive resin cements. Dent Mater; 26(1): 62-63.

Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM (1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. J Dent Res; 62: 590-592.

Wu IC, Wilson PR (1994). Optimal cement space for resin luting cements. Int J Prothodont; 7: 209-215.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res; 83: 454-458.

Yoshiyama M, Suge T, Kawasaki A, Ebisu S (1996). Morphological characterization of tube- like structures in hypersensitive human radicular dentine. J Dent; 24: 57-63.

Zahra VN, Abate PF, Almeida Chetti V, Macchi RL (2003). Evaluación del espesor de película de cementos resinosos. Rev Asoc Odontol Argent; 91 (5): 479-82.



Zahra VN, Macchi RL (2006). Espesor de película de cementos resinosos bajo la aplicación de diferentes cargas. Rev Asoc Odontol Argent; 94 (4): 307-10.

Zahra VN, Macchi RL (2007). Consistencia de cementos resinosos y asentamiento de restauraciones rígidas. Rev Asoc Odontol Argent; 95 (3): 205-9.

Zorzin J, Belli R, Wagner A, Petschelt A, Lohbauer U (2014). Self-adhesive resin cements: adhesive performance to indirect restorative ceramics. J Adhes Dent; 16(6):541-6